

Farbmetrische Analyse von Endoskopiesystemen für die Wiedergabe auf LC-Displays

Diplom-Abschlussarbeit
im Institut für Medien- und Phototechnik
an der Fachhochschule Köln

Autor
Manuel Nikolai Bitzhenner
Münster
Mat.-Nr. 11024067

Referent: Prof. Dr. rer. nat. Christian Blendl, FH-Köln
Korreferent: Dipl. oec. Klaus Cramer, Sony Deutschland GmbH

Köln, Januar 2006

Colorimetric Analysis of Endoscopy Systems for Reproduction on LC-Displays

Diploma Thesis
at the Institute of Media and Photo Technology
University of Applied Sciences Cologne

Author
Manuel Nikolai Bitzhenner
Münster
Mat.-No. 11024067

First Reviewer: Prof. Dr. rer. nat. C. Blendl, University of Applied Sciences Cologne
Second Reviewer: Dipl. oec. Klaus Cramer, Sony Germany

Cologne, January 2006

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Prof. Dr. Blendl, Dipl. oec. Cramer und Dipl.-Ing. Mischke für die gute Betreuung während der gesamten Diplomarbeit.

Für die schnelle und unkomplizierte Bereitstellung von Messgeräten danke ich den Firmen Konica-Minolta Europe GmbH, Gretag MacBeth GmbH und Image Engineering Dietmar Wüller.

Meiner Familie und Freunden danke ich für alle erdenklichen Formen der Unterstützung während der gesamten Studienzeit.

Kurzbeschreibung

Titel:	Farbmetrische Analyse von Endoskopiesystemen für die Wiedergabe auf LC-Displays
Autor:	Manuel Nikolai Bitzhenner
Referenten:	Prof. Dr. rer. nat. C. Blendl / Dipl. oec. K. Cramer
Zusammenfassung:	<p>Ziel dieser Arbeit war es, die Bildqualität verschiedener Endoskopiesysteme bei der Darstellung auf einem LC-Display zu vergleichen und bewerten. Die Ausarbeitung einer standardisierbaren Methodik zur Qualitätserfassung von Bildwiedergabeeigenschaften in der Endoskopie soll rein subjektive Bewertungsverfahren ablösen. Dazu wurden acht unterschiedliche Endoskopiesysteme von 6 Herstellern und der Flachbildschirm „LMD-2140MD“ der Firma SONY untersucht. Den Schwerpunkt der Arbeit stellt die Untersuchung der Farbwiedergabeeigenschaften dieser Systeme dar. Flachbildschirmen besitzen im Vergleich zu konventionellen Röhrenmonitoren veränderte Bildwiedergabeeigenschaften. Es wurden Messungen der Farbabweichung durchgeführt, gerätespezifischer Farbräume erstellt und das Leuchtdichteverhalten der Systemkomponenten untersucht. Die Auswertung der reproduzierbaren Messwerte der Leuchtdichte, der Farbsättigung und des Bunttons stellt objektive Kriterien zur Verbesserung der Bildqualität dar und soll eine farbtreue Darstellung auf LC-Displays ermöglichen.</p>
Stichwörter:	LCD, Endoskopie, Farbwiedergabe, Farbmetrik, Bildqualität
Sperrvermerk:	Die Einsicht in die vorliegende Arbeit ist bis zum 31.01.2008 gesperrt.
Datum:	31.01.2006

Abstract

Title: Colorimetry and Analysis of Endoscopy Systems for Reproduction on LC-Displays

Author: Manuel Nikolai Bitzhenner

Reviewers: Prof. Dr. rer. nat. C. Blendl / Dipl. oec. K. Cramer

Abstract: Aim of this thesis was an evaluation and comparison of different endoscopy systems for a playback on LC-Displays. Therefore eight endoscopy systems of 6 manufacturers and the flatscreen LMD-2140MD made by the SONY Company were taken under investigation. The measurements bring out the main point on the color reproduction of the endoscopy system and the display. The introduction of LC-Displays over the last years are meant to replace the conventional technology of cathode ray tube devices. Because of the different technology of reproduction the image quality and especially the color reproduction has changed. Measurements of color misregistration were made, device specific color spaces were created and luminance characteristic curves were analyzed. The evaluation of reproducible measured values of luminance, chroma and hue is meant to be objective criteria for image quality improvements and should preserve a color fidelity reproduction on LC-Displays.

Key words: LCD, Endoscopy, Color Reproduction, Colorimetry, Image Quality

Remark of closure: This thesis is closed until 31.01.2008.

Date: 31.01.2006

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Überblick	4
1.1	Endoskope	6
1.2	Bildwiedergabegeräte in der Endoskopie	9
1.3	Zielsetzung	11
2	Material und Methoden	
2.1	Standards und Regelwerke	12
2.2	Prüflinge und Messgeräte	14
2.3	Grundlagen der Farbmeterik	22
2.4	Untersuchungsmethoden	31
3	Messergebnisse und Bewertung	
3.1	Leuchtdichteverhalten	40
3.2	Messtechnische Ergebnisse des Gesamtsystems	44
3.3	Messtechnische Ergebnisse der Endoskope	54
3.4	Farbraum der Endoskope	60
4	Zusammenfassung und Diskussion	
4.1	Bewertung der Messergebnisse	67
4.2	Problematik der Farbuntreue	68
4.3	Optimierungsmöglichkeiten im Farbraum	69
4.4	Diskussion	71
5	Stichwortverzeichnis	
5.1	Medizinische Fachbegriffe	75
5.2	Videotechnische Fachbegriffe	76
5.3	Abkürzungen	78
5.4	Erläuterungen	79
6	Anhang	
6.1	Diagramme	81
6.2	Farbtemperatur	104
6.3	Abbildungsverzeichnis	105
6.4	Literaturverzeichnis	106
6.5	Eidesstattliche Erklärung	107

1 Einleitung

In der Medizin ist eine Diagnose [siehe 5.1.1] häufig auf der Basis eines visuellen Eindrucks zu treffen. Sichtbefunde am Patienten und eine Bewertung technisch erstellter Bilder sind die Regel für eine Diagnose.

Dies trifft neben anderen bildgebenden Verfahren besonders für die Radiologie, den Ultraschall, die Computertomographie, die Mikroskopie und Endoskopie zu. Nachdem ein Arzt früher durch das Okular seines Endoskops schauen musste, werden heute die Bilder über eine Videokamera auf einem Bildwiedergabegerät dargestellt. Vorteile einer Darstellung am Monitor sind eine einfache Bedienung durch mehr Bewegungsfreiheit und die Möglichkeit einer Bewertung der Bilder durch mehrere Ärzte gleichzeitig [6].

Zum jetzigen Zeitpunkt werden in der Endoskopie zum Großteil BWG [siehe 5.3.1] aus der Klasse der Röhrenmonitore verwendet. Die Wiedergabeeigenschaften dieser Geräte dienen nach wie vor als Referenz für neue Technologien, da sie über lange Zeit eine zufrieden stellende Bildqualität und Zuverlässigkeit geboten haben. Durch die Einführung und technische Weiterentwicklung von neuen BWG wie LC-Displays werden Röhrenmonitore langsam verdrängt und durch LC-Displays ersetzt. Dieser Umstieg findet auch bei medizinischen Monitoren statt. Die SONY Int. Corp. stellt die Produktion von Röhrenmonitoren bis auf sehr wenige Ausnahmen ein und gibt neuen Technologien wie LC-Displays den Vorrang. Im Zuge dessen wurde im letzten Jahr der Röhrenmonitor SONY PVM-20L2MD durch den LCD-Monitor LMD-2140MD ersetzt.

Die Bildqualität der Endoskopiekameras war bislang auf Wiedergabeeigenschaften der Röhrenmonitore und deren Bildeindruck angepasst. Aufgrund der unterschiedlichen Technologie der Bildwiedergabe zwischen CRT [siehe 5.3.5] und LCD [siehe 5.3.17] ergibt sich unter Verwendung von LC-Displays ein veränderter Bild- und Farbeindruck.

Aus diesem Grund sollen in dieser Arbeit die Farbwiedergabeeigenschaften von Endoskopieeinheiten in Verbindung mit LC-Displays untersucht werden. Die Verhaltensweisen von acht Endoskopieeinheiten in Verbindung mit dem LCD „LMD-2140MD“ werden anhand der Leuchtdichte, der Farbsättigung und des Farbbunttons ermittelt. Die Messwerte und deren Auswertung sollen Anpassungsmöglichkeiten an die speziellen Anforderung dieser neuen LCD-Technologie liefern, um die Darstellung auf einem LC-Display zu optimieren. Die Materialien und Methoden sollen auf einem messtechnischen Verfahren basieren und die Beurteilung der Bildwiedergabe klarer definieren. Subjektiv empfundene Erfahrungswerte bezüglich konventioneller Röhrentechnologie sollen durch standardisierbare Messverfahren an der LCD-Technologie abgelöst werden.

Überblick

In dieser Diplomarbeit werden in enger Zusammenarbeit mit der Firma „Sony Deutschland GmbH“ und Endoskopieherstellern die Farbwiedergabeeigenschaften verschiedener Endoskopiekameras in Bezug auf Flachbildschirme mit LCD-Technologie untersucht.

Der zur Analyse verwendete Versuchsaufbau und die Messergebnisse beziehen sich in dieser Arbeit sowohl auf die Farbwiedergabe des Gesamtsystems, als auch auf die Endoskopieeinheit als gesondertes Element der gesamten Signalkette.

Diese Zweiteilung des Systems soll mehr Aufschluss über die Farbwiedergabeeigenschaften einzelner Komponenten liefern. Bei einem Austausch einer Komponente bleiben gemessene Ergebnisse für den verbleibenden Teil erhalten.

Die Bewertungsgrundlage bildet das PAL RGB-Videosignal [siehe 5.3.19/20] in Standardauflösung.

Unterteilt wird die Arbeit in folgende Punkte:

- a) Farbwiedergabe eines Gesamtsystems
- b) Farbwiedergabe einer Endoskopieeinheit
- c) Farbraum einer Endoskopieeinheit und eines LC-Displays
- d) Leuchtdichteverhalten des Gesamtsystems und der Endoskopieeinheit

Im Folgenden wird das Gesamtsystem aus zwei Teilen bestehend beschrieben:

Es besteht aus der Endoskopieeinheit (Eingabeseite) und aus einem LC-Display (Ausgabeseite). Eine Endoskopieeinheit setzt sich aus insgesamt 5 Komponenten zusammen. Dazu gehören ein Endoskop (Optik), ein Kamerakopf, ein Signalprozessor, eine Lichtquelle und ein Lichtleiterkabel [6, 17]. Auf weitere Zusatzgeräte wie Intubatoren, Dokumentationsgeräte und Werkzeuge wird in dieser Arbeit nicht eingegangen.

Es werden sechs starre Videoendoskope und zwei flexible Endoskope als Signalquellen verwendet. Alle Videoendoskope arbeiten mit CCD-Sensoren [siehe 5.3.2] und Bildsignalen im RGB-Standard. Videoendoskope liefern ihr Signal an einen Videoprozessor, der am Ausgang standardisierte Videosignale (RGB, Y/C, PAL) [siehe 5.3.19/20/36] zur Verfügung stellt. Die Ausgabe erfolgt auf einem Flachbildschirm der Firma Sony. Dieser Bildschirm ist ein LC-Display für medizinische Anwendungen mit der Typbezeichnung „LMD-2140MD“.

Die gerätespezifische Farbwiedergabe dieses BWG und der acht Endoskopieeinheiten sollen gemessen und ausgewertet werden.

1.1 Endoskope

Ein Endoskop ist ein medizinisches Gerät, das durch seine technischen Eigenschaften eine Untersuchung und Behandlung im Inneren des menschlichen Körpers gestattet. Durch die dünne schlauchartige Form eignet es sich zur Diagnostik und Therapie [5.1.8], indem das Endoskop durch eine kleine Körperöffnung eingeführt wird. Abgeleitet wird der Begriff von seinem griechischen Wortstamm „endo“ und „skopia“ und bedeutet übersetzt „das Innere beobachten“ [6]. Grundsätzlich kann man Endoskope in starre und flexible Modelle unterteilen.

Zu einem vollständigen Endoskopiegesamtsystem gehören drei Teile:

1. Endoskop mit Kamerakopf oder Bildsensor im distalen Ende [siehe 5.1.2]
2. Signalprozessor und Lichtquelle mit Lichtwellenleiter
3. Bildwiedergabegerät

1.1.1 Starre und flexible Videoendoskope

Starre und flexible Endoskope unterscheiden sich nicht nur durch ihre Bauart und ihren medizinischen Einsatzbereich, sondern maßgeblich durch ihre bildgebenden Verfahren. Sie basieren auf optischer und elektronischer Bildsignalübertragung. Entscheidend ist hierbei, an welcher Stelle im Endoskop die Bildinformation, die ursprünglich in Form von Lichtwellen vorliegt, in ein elektronisches Videosignal umgewandelt wird. Alle untersuchten Videoendoskope arbeiten mit einem „Charged Coupled Device“ (CCD Sensor). Ein CCD besteht aus bis zu 410.000 einzelnen lichtempfindlichen Sensoren. Jeder einzelne der vielen Photodetektoren baut ein Bildelement (Pixel) auf. Die aktive Anzahl der Detektoren auf dem CCD bestimmt die Auflösung des gesamten Bildes [6].

Starre Endoskope:

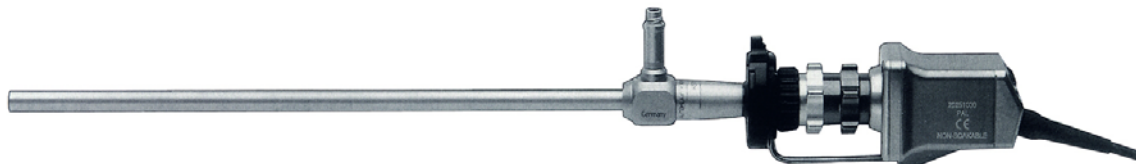


Abbildung 1.1:
Photo eines starren Endoskops mit Kamerakopf [17]
(ohne Lichtwellenleiter)

Eine starre Endoskopieeinheit stellt sich aus mehreren Komponenten zusammen, die hier kurz erläutert werden. Das Endoskop besteht aus einem dünnen, hohlen Stahlrohr mit einem Durchmesser von 3 -12 Millimetern und einer Länge von ca. 40 Zentimetern. Dieses Rohr wird in den Korpus des Patienten eingeführt und wird

oft als Optik bezeichnet. Innerhalb des Rohres befindet sich ein optisches System aus einer Vielzahl von Linsen, das die Lichtstrahlen des Objektes fokussiert und auf die Bildebene am Okular des Endoskops abbildet. Über ein weiteres Linsen- und Spiegelsystem wird das Licht der Lichtquelle auf die Objektseite geleitet. Gute Endoskope liefern eine homogene Ausleuchtung. Am Okular wird der Kamerakopf befestigt. Hier trifft das Licht auf den CCD-Sensor und wird in elektrische Energie gewandelt. Bis auf ein Modell trifft diese Beschreibung auf alle untersuchten starren Endoskope zu. Einzige Ausnahme bildet ein starres Modell, das mit der OnTip Technologie arbeitet. Darauf wird später noch eingegangen.

Flexible Endoskope:

Flexible Endoskope unterscheiden sich durch ihre Bauweise deutlich von starren Ausführungen. Sie besitzen keine starre Stahlröhre mit Linsen- und Spiegelsystemen. Die Flexibilität wird durch die Verwendung eines weichen Gummischlauches erzielt, in dem die benötigte Technik verbaut wird. Der Durchmesser des Endoskops ist größer als bei starren Modellen und liegt im Mittel bei einer



Abbildung 1.2:
Photo eines flexiblen Endoskops [17]

Dicke von ca. 12 Millimetern und einer Länge von bis zu 200 Zentimetern. Mit Hilfe komplizierter Mechanik ist es möglich das distale Ende des Schlauches mit Drehrädern in der horizontalen und vertikalen Achse zu steuern. Weitere Unterschiede sind der Wegfall einer Videokamera in Form eines Kamerakopfes und eines externen Lichtleiters. Ein interner Lichtleiter wird verwendet und komplett in den Schlauch integriert.

Den Videokamerakopf am Okular ersetzt ein CCD-Sensor im distalen Ende. Durch die Positionierung des CCD-Sensors in das distale Ende des Endoskops kann auf ein Linsensystem verzichtet werden. Der CCD-Sensor wandelt Licht direkt in elektrische Energie um und leitet das gewonnene Signal über dünne Leiterbahnen an den Prozessor. Wegen der Enge im distalen Ende kann diese Bauweise nur über eine starke Miniaturisierung und Verlagerung der CCU [siehe 5.3.3] verwirklicht werden. Drei-Chip-Sensoren sind derzeit zu platzintensiv, um im distalen Ende platziert zu werden. Prozessor und Lichtquelle werden bei flexiblen Endoskopen häufig in einem Element zusammengelegt. Der Anschluss wird über eine komplexe Steckerkombination verwirklicht.

1.1.2 Prozessor und Lichtquelle

Alle Videoendoskope benötigen einen Prozessor. Der Prozessor ist ein elektronisches Gerät in der Größe eines Desktop PCs. Er versorgt die Kamera mit Betriebsstrom und übernimmt die Steuerung der Kamera hinsichtlich des Weißabgleichs, dem Shutterverhalten [siehe 5.3.26] und weiterer Steuerdaten. Die Softwaresteuerung einer Kamera kann im Prozessor über das Benutzermenü oder direkte Ansteuerung via RemoteControl (RS-232/ RJ45) [5.3.21/22] angepasst werden. Die Videosignale der Kamera werden an den Prozessor geleitet und dort verarbeitet. Standardisierte Signale am Ausgang sind RGB, SDI, FBAS und S-Video [5.3.10/20/25/36].

In der Systemsteuerung des Prozessors können Einstellungen bezüglich Helligkeit / Kontrast, der Farbe und Sättigung und anderer bildverbessernde Maßnahmen vorgenommen werden. An der Seite eines Prozessors befindet sich immer eine Lichtquelle. Sie liefert die nötige Beleuchtungsstärke. Bedingt durch die hohe Lichtabsorption von Gewebe und besonders Blut in Körperhöhlen haben Lichtquellen eine Leistung von bis zu 350W. Die dadurch entstehende Hitzeentwicklung ist als ein Problem anzusehen. Am weitesten verbreitet sind Modelle mit Xenon Lampen, die eine korrelierende Farbtemperatur von ca. 5000°K emittieren. Um die Lichtintensität an der Lichtquelle zu variieren wird nicht die Spannung an der Lampe verändert. Dies würde Einfluss auf die emittierte Farbtemperatur der Lampe haben. Als Konsequenz müsste ein erneuter Weißabgleich an der Kamera vorgenommen werden. Stattdessen wird die Intensität über eine Kreisblende im Strahlengang gesteuert. In der Praxis übernimmt der automatische Shutter der Kamera die Belichtungseinstellung.

Ein Lichtwellenleiter verbindet die Lichtquelle und das Endoskop. Lichtleiter bestehen aus tausenden einzelnen Glasfasern. Sie transportieren das Licht durch Totalreflexion zum Endoskop. Die Reinigung und Sterilisierung des Endoskops und besonders des Lichtleiters führt zu einer begrenzten Lebensdauer. Bei Lichtleitern ist die Lebensdauer nicht zuletzt durch Brüche einzelner Glasfasern auf ca. zwei Jahre begrenzt [6].

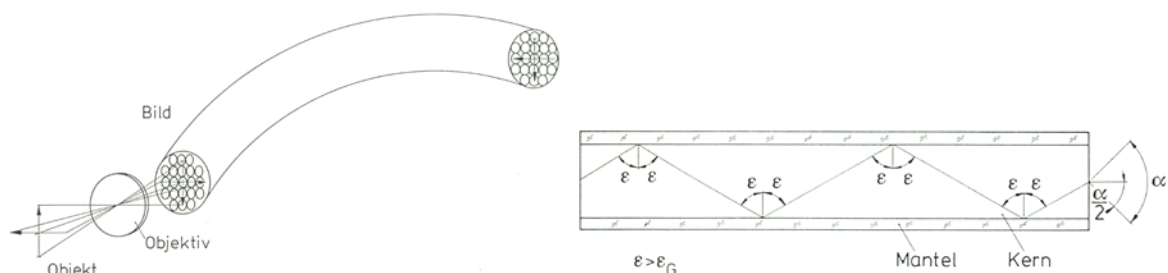


Abbildung 1.3:
Darstellung eines Lichtwellenleiters im Querschnitt
und das Prinzip der Totalreflexion [6]

1.2 Bildwiedergabegeräte in der Endoskopie

Die Videoendoskopie kann den Vorteil einer Darstellung auf einem BWG nutzen. Der Operateur ist nicht mehr gezwungen durch das Okular zu gucken und die Wiedergabe dient vielen Betrachtern gleichzeitig. Daneben können Untersuchungen z.B. auf einer DVD [siehe 5.3.8] gespeichert werden und es können Ausdrucke von Standbildern während einer Operation gemacht werden.

Die Bildqualität von Röhrenmonitoren gilt noch immer als Referenz unter den Ärzten. Er hat seine guten Wiedergabeeigenschaften unter zahlreichen praktischen Anwendungen bestätigt. Im Zuge des technologischen Fortschritts werden Flachbildschirme die Röhrenmonitore auf mittlere Sicht ablösen. Aus der Historie heraus erfolgte die Anpassung der Bildqualität durch Endoskopiehersteller auf die Röhrentechnologie und dessen spezielle Wiedergabeeigenschaften.

Da die zwei verschiedenen Technologien zu einer unterschiedlichen Farbwiedergabe führen, werden die Prinzipien der Bilderzeugung im Folgenden kurz erklärt.

1.2.1 Wiedergabeverfahren mit CRT [20]

Herkömmliche Monitore besitzen eine Kathodenstrahlröhre (engl.: Cathode Ray Tube - CRT) [siehe 5.3.4]. Dabei handelt es sich um eine Kathoden-Anoden-Anordnung innerhalb einer luftevakuierten Glasröhre. Die Kathode (erhitzter Heizfaden) emittiert Elektronen. Sie ist zwecks der Regulierung des Strahlstroms mit dem Wehneltzylinder umgeben, der ein negatives Potential hat. Auf dem Weg zur Anode werden die Elektronen durch ein elektrisches Feld fokussiert und innerhalb der Ablenkeinheit durch ein magnetisches Feld in ihrer Richtung gesteuert. Die beschleunigten Elektronen treffen auf einen phosphorbeschichteten Leuchtschirm und regen den Leuchtstoff an. Es kommt zur Lichtemission. Um farbige Bilder darstellen zu können werden rot, grün und blau leuchtende Phosphore zu einem Triple zusammengefasst. Jeder der drei Kanäle besitzt einen eigenen Elektronenstrahlemitter. Eine Streifenmaske vor diesen Triplen garantiert, dass der Elektronenstrahl den richtigen Teil des Triples trifft. Durch additive Farbmischung der drei Kanäle können verschiedene Farbtöne erzeugt werden.

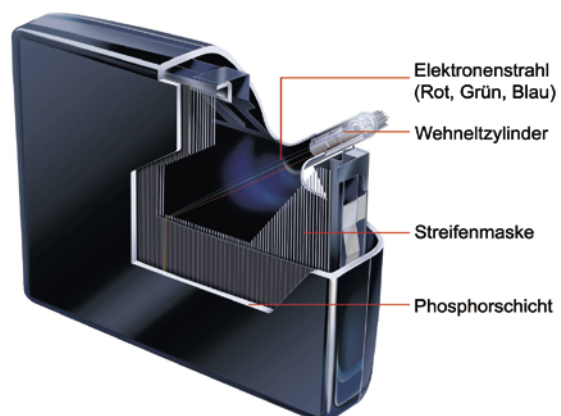


Abbildung 1.4:
Darstellung einer Kathodenstrahlröhre [16]

1.2.2 Wiedergabeverfahren mit LCD/TFT [siehe 5.3.17 / 5.3.29]

LCD bedeutet Liquid Crystal Display und beschreibt die Bau- und Funktionsweise dieser BWG. „Liquid Crystal“ ist ein Flüssigkeitskristall. Ein grundlegender Unterschied zwischen CRT und LCD besteht darin, dass LC-Displays nicht „selbstleuchtende“ Anzeigen sind. Sie benötigen eine Lichtquelle und das Panel hat eine Lichtventilfunktion. Flüssigkeitskristalle haben bei Raumtemperatur sowohl die Eigenschaften von Flüssigkeiten als auch von Kristallen. Die Moleküle haben eine lang gestreckte Form und befinden sich zwischen zwei transparenten planparallelen Platten mit einer feinen Struktur (Alignment Layer) [siehe 5.2.13]. Diese Struktur ist rechtwinklig zueinander gedreht, wonach sich auch die Flüssigkeitskristalle ausrichten und eine schraubenförmige Anordnung einnehmen [20].

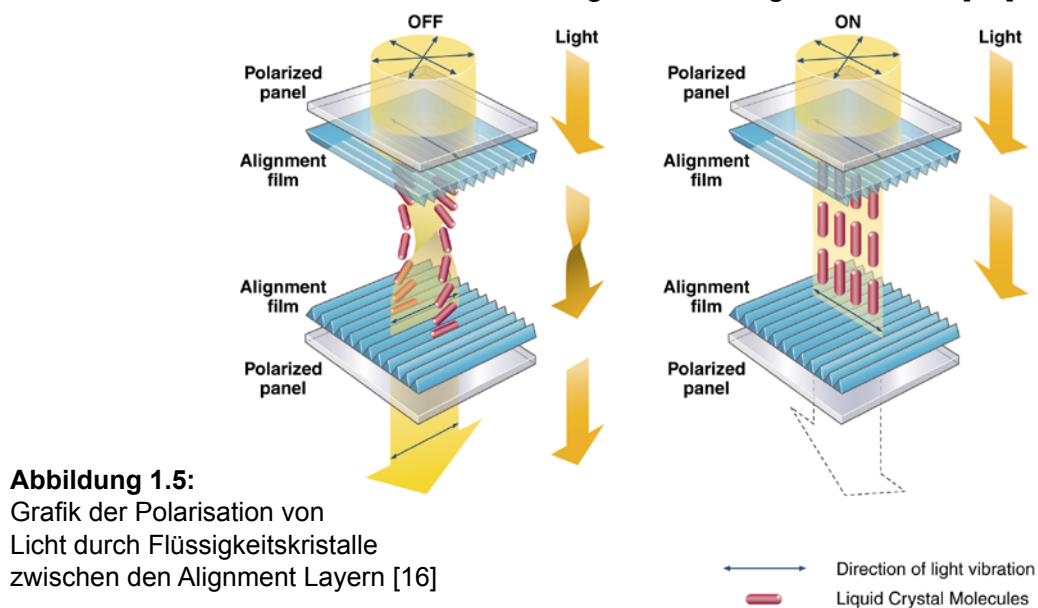


Abbildung 1.5:
Grafik der Polarisation von
Licht durch Flüssigkeitskristalle
zwischen den Alignment Layern [16]

Die Platten sind mit einer Polarisierungsschicht rechtwinklig zueinander beschichtet. Das unpolarisierte Hintergrundlicht wird durch die erste Schicht linear polarisiert. Die verdrehten LC-Moleküle drehen die Polarisierungsebene des Lichtes um weitere 90°, weshalb das Licht auch die zweite Ebene passieren kann. Das Displayventil ist geöffnet.

Unter Nutzung einer Steuerspannung entsteht ein elektrisches Feld zwischen den Platten, wonach sich die LC nicht mehr an der Struktur der Glasplatten sondern am angelegten Feld ausrichten. Die Ansteuerung wird über eine aktive Matrix mit Transistoren für jeden einzelnen Pixel bzw. Subpixel realisiert. Diese Transistoren werden in Dünnschichttechnik hergestellt. (TFT bedeutet Thin-Film-Transistor)

Das Licht kann die zweite Polarisationsfolie nicht passieren. Das Ventil ist in diesem Zustand geschlossen. Eine farbige Darstellung erreicht man durch drei Subpixel für Rot, Grün und Blau, die zusammen einen Pixel erzeugen. Mit additiver Farbmischung werden Mischfarben erzeugt. [16]

1.3. Zielsetzung

Ziel der Diplomarbeit ist es, die Bildqualität von Endoskopieeinheiten bei der Wiedergabe auf einem LC-Display zu optimieren. Die Farbwiedergabe stellt den Schwerpunkt der Arbeit dar.

Die Notwendigkeit einer solchen Untersuchung und Bewertung ist gegeben, da für praktizierenden Ärzte eine farbtreue Bildwiedergabe von Blut, Gewebe, Adern, Sehnen und Knochen für eine Diagnose und Behandlung von großer Wichtigkeit ist. Eine veränderte Bild- und insbesondere Farbwiedergabe unter Nutzung von LCD-Technologie im Vergleich zur konventionellen CRT-Technologie soll für den medizinischen Bereich der Endoskopie erörtert werden.

Im Rahmen dieser Diplomarbeit sollen acht Endoskopieeinheiten separat und in Verbindung mit dem LC-Display „LMD-2140MD“ untersucht werden. Eine farbmetrische Analyse soll durchgeführt werden. Unter Verwendung eines Farbtestcharts mit zugehörigen Referenzfarbwerten sollen die Farbabweichungen ermittelt werden. Der Versuchsaufbau dieser Arbeit bezieht sich sowohl auf die Eingabeseite in Form der Endoskopieeinheit als auch auf die Ausgabeseite respektive LC-Display. Diese Trennung ermöglicht eine Differenzierung der Messergebnisse und eine separate Bewertung. Die Auswertung erfolgt im LCH-Farbraum [siehe 2.3.4 Seite 28]. Dabei sollen die aus den Messwerten hergeleiteten objektiven Kriterien des Leuchtdichteverhaltens, der Farbsättigung und des Farbbuntones Ansätze für Optimierungsmöglichkeiten der Bildqualität liefern. Zusätzlich sollen von allen acht Endoskopieeinheiten und dem LC-Display Farbräume in Form eines ICC Profils [5.2.10] erstellt werden. Beide Komponenten könnten nach erfolgreicher messtechnischer Erfassung in deren Aufnahme- und Wiedergabeeigenschaften klar definiert werden. Die Profile sollten alle nötigen Parameter enthalten, um einer Farbverfälschung in der Bildwiedergabe entgegen wirken zu können. Sie könnten in eine Color Management Umgebung integriert werden und im Zuge dessen die Bildqualität und insbesondere die Farbwiedergabe optimieren. Vor dem Hintergrund des Color Managements wäre eine erhöhte Kompatibilität zwischen Aufnahme- und Bildwiedergabegerät möglich.

Ein messtechnisches Verfahren zur Bestimmung von Farbverfälschungen soll subjektive Methoden ersetzen. Ständig veränderte Einstellungen in der Helligkeit, der Farbsättigung und Gammakennlinie an Endoskopieeinheiten und Bildwiedergabegerät auf rein subjektiver Basis sollen in der Zukunft durch fest definierte Grundeinstellungen und die Nutzung von Look Up Tables [5.2.5] in Form von ICC Profilen vermieden werden.

2 Material und Methoden

2.1 Standards und Regelwerke

Grundsätzlich existieren für Endoskope zwar einige Normen, jedoch befassen sich diese nur wenig oder gar nicht mit den Anforderungen an die Bildqualität. Das gilt im gleichen Maße für medizinische Flachbildschirme. Regelwerke dienen häufig zur Normung der Bauformen und Bauweisen und verstärken die Reinigung und Sicherheit medizinischer Geräte.

Es finden sich in dieser Arbeit Normen wieder, die indirekt auf Endoskopieeinheiten und BWG anwendbar sind. Normen der Farbmeterik sind ebenfalls hier aufgeführt.

DIN EN ISO 13406-2 (2003)

Ergonomische Anforderungen für Tätigkeiten an optischen Anzeigeeinheiten in Flachbauweise – Teil 2: Ergonomische Anforderungen an Flachbildschirme

In dieser Norm werden Qualitätsanforderungen an Flachbildschirme gestellt und Messverfahren empfohlen, um diese zu bewerten.

DIN EN 61966-4 (2000)

Multimediasysteme und –geräte – Farbmessung und Farbmanagement – Teil 4: Geräte mit Flüssigkristallanzeigen

Hier werden Aspekte hinsichtlich der Farbwiedergabe und der Farbräume der Flachbildschirme betrachtet. Die Dynamik, Farbtiefengenaugigkeit und Umgebungslichteinflüsse werden ebenfalls hier behandelt. Es werden Empfehlungen zu farbmeterischen Messverfahren angegeben. Farbmessungen werden mit dem Farbmessgerät „Color Analyzer CA-210“ der Firma Konica-Minolta Europe GmbH am „LMD-2140MD“ von SONY durchgeführt.

DIN 5033-2 (1992)

Farbmessung; Normvalenzsystem

Dieser Standard und die Empfehlungen sind für diese Arbeit von zentraler Bedeutung. Denn in dieser Norm werden die XYZ Primärvalenzen des Normvalenzsystems definiert. Alle Farbmessungen basieren auf diesem Farbstandard und das verwendete Messgerät CA-210 erfüllt diese Norm.

DIN 6174 (1979)

Farbmetrische Bestimmung von Farbabständen bei Körperfarben nach der CIELAB Formel [siehe 5.3.4 / 5.3.15]

Der als geräteunabhängig bezeichnete Farbraum und die Grundlagen zur Umrechnung in dieses Farbsystem sind in der DIN 6174 verabschiedet. Das treibende Argument für die Standardisierung des CIELAB ist die Erzeugung eines empfindungsgemäß gleichabständigen Farbraums.

Es ist bereits ein neuer Normentwurf der DIN 6174 für das Jahr 2006 geplant.

2.2 Prüflinge und Messgeräte

2.2.1 Endoskope

Innerhalb dieser Abschlussarbeit wurden insgesamt 8 unterschiedliche Endoskopieeinheiten von 6 Herstellern untersucht. Mit einer Ausnahme stellte jeder Hersteller jeweils ein Modell zur Verfügung. Die Firma „Richard Wolf“ ermöglichte einen Vergleich von drei unterschiedlichen Modellen ihrer Produktlinie, um Qualitätsunterschiede zu bewerten.

Folgende Systemanbieter haben Endoskopieeinheiten bereitgestellt:

1. Aesculap AG & Co. KG in Tuttlingen
2. Smith&Nephew Europe GmbH in Hamburg
3. Richard Wolf GmbH in Knittlingen
4. Krauth & Timmermann in Hamburg
5. Fujinon Europe GmbH in Willich
6. Pentax Europe GmbH in Hamburg

Unter den Prüflingen sind starre und flexible Endoskope. Die Modelle können differenziert werden, indem man sie in Gruppen der 3 CCD und 1 CCD Sensoren unterteilt. Ein weiteres Kriterium ist die Position des CCD-Sensors. Untersucht werden Endoskope mit Kamerakopf und welche, die einen CCD-Sensor im distalen Ende aufweisen.

Ein Überblick und kurze Erläuterungen zu allen untersuchten Endoskopieeinheiten befinden sich auf den folgenden Seiten.

Tabellarischer Überblick aller untersuchten Endoskopieeinheiten

Hersteller	Typ	Bezeichnung	CCD	Position	Optik	Prozessor	Lichtquelle
Aesculap AG & CO. KG	Starr	PV430	3	proximal	PE889A (10mm Laparoskop 0°)	DAVID 3	Axel (180W Xenon)
Smith&Nephew Europe Gmbh	Starr	470H(Multimode)	3	proximal	Richards (10mm Laparoskop 0°)	460P 3-CCD	300XL-Xenon (300W Xenon)
Richard Wolf GmbH	Starr	EndoCam5508 XTended	3	proximal	PanoView Plus (10mm Laparoskop 0°)	5508	AutoLP 5123 (300W Xenon)
Richard Wolf GmbH	Starr	EndoCam5520	1	proximal	PanoView Plus (10mm Laparoskop 0°)	5520	AutoLP 5123 (300W Xenon)
Richard Wolf GmbH	Starr	Endoskop OnTip (10mm Durchmesser)	1	distal		5520	AutoLP 5123 (300W Xenon)
Karl Storz Gmbh & CO. KG	Starr	Image1 S1	1	proximal	Hopkins II (10mm Laparoskop 0°)	S1 Image1 SCB	Xenon 300 (300W Xenon)
Fujinon Europe GmbH	Flexible	EC-4590ZW/M (Koloskop)	1	distal		EPX-4400C	EPX-4400L
Pentax Europe GmbH	Flexible	EC-380FK2p (Koloskop)	1	distal		EPK100P	EPK100P

Aesculap AG & Co. KG

Typ: Starr

Modell: PE889A – 10mm Laparoskop, 0° [siehe 5.1.6]

Kamerakopf: PV430 (3 CCD)

Prozessor: DAVID 3

Lichtquelle: AXEL 180W Xenon

Die untersuchte Endoskopieeinheit gehört in die Gruppe der starren Endoskope. Es wird mit einem angeflanschten Kamerakopf am Endoskop betrieben. Innerhalb dieses Kamerakopfes arbeitet ein 3 CCD Chip. Das verwendete Endoskop ist ein Laparoskop 0° mit 10mm Durchmesser. Die verwendete Lichtquelle arbeitet mit einer 180W Xenonlampe.

Smith&Nephew Europe GmbH

Typ: Starr

Modell: Richards 0°

Kamerakopf: 3-CCD 470H (Multimode)

Prozessor: 460P 3-CCD

Lichtquelle: 300XL Xenon

Die Firma „Smith&Nephew“ hat eine ähnliche Einheit zur Verfügung gestellt. Das Endoskop trägt den Namen „Richards 0°“ und hat einen Durchmesser von 4 mm. Es wird der 3-CCD Kamerakopf mit der Bezeichnung „3-CCD 470H(Multimode)“ untersucht. Der kompatible Prozessor kann sowohl NTSC [siehe 5.3.18] als auch PAL Signale erzeugen.

Richard Wolf GmbH

Typ: Starr

Modell: 0° PanoViewPlus 8934.421 Laparoskop

Kamerakopf: 3CCD EndoCam5508 XTended

Prozessor: 5508

Lichtquelle: AutoLP 5123 300W Xenon

Der Hersteller „Richard Wolf GmbH“ stellte drei verschiedene starre Systeme zur Verfügung. Darunter dieses 3 CCD Modelle. Betrieben wird dieser Kamerakopf an einem starren Laparoskop mit einem Durchmesser von 10mm.

Richard Wolf GmbH

Typ: Starr

Modell: 0° PanoViewPlus 8934.421 Laparoskop

Kamerakopf: 1CCD EndoCam5520

Prozessor: 5520

Lichtquelle: AutoLP 5123 300W Xenon

Das zweite vermessene System wird mit einem Kamerakopf aus der 1 CCD Klasse betrieben. Das verwendete Endoskop und die Lichtquelle bleiben identisch.

Richard Wolf GmbH

Typ: Starr

Modell: 10mm1CCD-Endoskop OnTip (Prototype)

Kamerakopf: siehe Modell

Prozessor: 5520

Lichtquelle: AutoLP 5123 300W Xenon

Das OnTip Modell ist die jüngste Entwicklung des Endoskopieherstellers Richard Wolf. Es ist der Kategorie der starren Endoskope zuzuordnen und arbeitet auf der Grundlage der 1 CCD Technologie. Hervorzuheben ist dabei, dass auf die Optik verzichtet werden kann. Die Bildweiterleitung erfolgt auf elektronischem Wege. Der CCD Sensor, der ursprünglich im Kamerakopf am proximalen [5.1.7] Ende des Endoskops an das Okular befestigt wird, erhält eine andere Position. Bei diesem OnTip Modell wird der 1 CCD Chip miniaturisiert und hinter einer Linse im distalen Ende des Endoskops eingebaut. Die Bildübertragung erfolgt auf dünnen Leiterbahnen zur CCU am proximalen Ende des Endoskops.

Karl Storz GmbH & Co. KG

Typ: Starr

Modell: Hopkins II 0° 10mm

Kamerakopf: S1 Image1 (1 CCD)

Prozessor: S1 Image1 SCB

Lichtquelle: Xenon 300

Auch diese Einheit unter der Bezeichnung „Image1“ arbeitet mit einem 1 CCD Kamerakopf am proximalen Ende des starren Endoskops „Hopkins II“. Die zugehörige Lichtquelle liefert eine Leistung von 300W.

Fujinon Europe GmbH

Typ: Flexible

Modell: EC-4590ZW/M Koloskop

Prozessor: EPX-4400C

Lichtquelle: EPX-4400L

Durch die Bereitstellung einer Endoskopieeinheit durch die Firma „Fujinon Europe GmbH“ konnte das erste flexible Endoskop untersucht werden. Es handelt sich um ein flexibles Koloskop. Der 1 CCD Sensor wird hinter einer Linse im distalen Ende des flexiblen Endoskops eingebaut. Eine Besonderheit dieses „Super CCD“ Chips ist seine wabenförmige Anordnung der Photosensoren. Die hohe Auflösung von ca. 100.000 Photosensoren liefert ein Videosignal in PAL Auflösung ohne Pixelbildung. Der Prozessor ist wie das Endoskop aus der neuesten Baureihe und steht an der Seite einer 300W starken Lichtquelle.

Pentax Europe GmbH

Typ: Flexible

Modell: EC-380FK2p

Prozessor: EPK100P (Prototype)

Lichtquelle: EPK100P (Prototype)

Die Firma „Pentax Europe GmbH“ ist ein Hersteller von flexiblen Endoskopen. Im Rahmen der Diplomarbeit stellten sie neben der Firma „Fujinon Europe GmbH“ das zweite flexible Endoskop zur Verfügung. Der CCD Chip befindet sich im distalen Ende. Das Endoskop besitzt, wie das Modell von Fujinon, eine komplexe Steckerverbindung für den Anschluss an Prozessor und Lichtquelle.

2.2.2 LC-Display der Firma SONY

Als Bildwiedergerät wurde das LC-Display „LMD-2140MD“ verwendet, das durch „SONY Deutschland GmbH“ bereit gestellt wurde. Dieser LCD-Flachbildschirm ist ein medizinischer Monitor. Das verbaute S-IPS Panel [siehe 5.3.27] hat eine Auflösung von 1024x768 Bildpunkten mit einer Farbtiefe von 8 Bit pro Kanal. Der Monitor ist der Nachfolger des Röhrenmonitors „PVM-20L2 MD“. Er besitzt besonders gute Videosignalwiedergabeeigenschaften durch eine effiziente I / P-Konvertierung [siehe 5.2.4] und viele unterschiedliche Videoschnittstellenkarten. Er verfügt neben dieser Vielzahl von Anschlüssen auch über einen durchschleifbaren RGB Videosignaleingang. In dieser Arbeit beziehen sich alle Messungen am Monitor auf den „LMD-2140MD“. [16]

2.2.3 Verwendete Messgeräte

Für die messtechnische Erfassung der benötigten Kenngrößen wurden in dieser Abschlussarbeit Messgeräte aus der Farbmimetrik, der Computertechnik und Videotechnik verwendet.

Konica Minolta Color Analyzer CA-210

Das Spektralphotometer CA-210 der Firma „Konica Minolta“ ist speziell an das Verhalten von LC-Panels angepasst.

Beispielsweise wurde die Messgenauigkeit und -geschwindigkeit gegenüber dem Vorgängermodell verbessert. Der Messwinkel

beträgt $2,5^\circ$, wodurch das Messgerät konform zur IEC Norm [siehe 5.3.13] ist. Der Messbereich beträgt für die Luminanz $0,1 - 999,9 \text{ cd/m}^2$. Das Farbmessgerät ist kalibrierbar und liefert Messwerte in den Einheiten XYZ-Normvalenzen, xyL_v - bzw. $u'v'L_v$ - Farbmesskoordinaten. Für Messung in dieser Arbeit wurden XYZ Primärvalenzen gewählt, um von dort aus in anderen Farbstandards umzurechnen. [siehe 5.2.33/34/35]



Abbildung 2.1:
Konica Minolta Color Analyzer CA-210 [7]

Framegrabber CORONA II

Der Framegrabber CORONA II ist eine Videokarte, die über einen PCI-Steckplatz in die elektronische Datenverarbeitung eines Computers eingebunden wird. Sie dient der Bilderfassung von RGB- und Monochrom-Videosignalen. Alle Videosignale werden von der Karte über einen 75 Ohm Widerstand terminiert. Mit dieser Karte kann ein einzelner Frame [siehe 5.3.11] aus einem Videosignalstrom entnommen und abgespeichert werden. Die Speicherung erfolgt über drei 8 Bit Analog/Digital Wandler in je 256 Stufen pro Kanal. Dadurch liegen die digitalen Bilder in voller Farbtiefe mit 16,77 Millionen Farben im unkomprimierten TIFF Format [siehe 5.3.30] vor. Die Weiterverarbeitung der gewonnen digitalen Bilder kann mit Bildverarbeitungsprogrammen an einem PC durchgeführt werden.



Abbildung 2.2:
Framegrabberkarte Corona II [18]

Personal Computer

Um die Framegrabber Karte nutzen zu können wird ein PC benötigt, der Videosignale digitalisiert und auf einem Massenspeicher (Festplatte / CD) speichert. In einem zweiten Schritt werden die im TIFF Format gespeicherten Frames in einem Bildbearbeitungsprogramm (Adobe Photoshop) hinsichtlich ihrer Farbwerte untersucht und zur Erstellung eines ICC Profils respektive Farbraum weiterverarbeitet. In diesen Bildverarbeitungsprogrammen muss der Computer mit Dateien aus mehr als 240 einzelnen Ebenen und einer Dateigröße von ca. 250 MB arbeiten.

Tektronix WFM

Das Videomessgerät der Firma „Tektronix“ mit der Bezeichnung WFM1787 dient zur Messung und Visualisierung der Videosignale. Das Messgerät vereint ein Vektorskop und einen Waveformmonitor. Mit Hilfe



Abbildung 2.3:
Tektronix 1781R -
Waveformmonitor und Vektorscope

des Vektorskops kann ein fehlerhafter Weißabgleich festgestellt werden und die Anzeige des Waveformmonitors dient der Überprüfung des Signals und des Signalpegels. Der Signalpegel von 700mV für Spitzenweiß darf nicht überschritten werden. Automatische bildverbessernde Maßnahmen der Endoskopieprozessoren wie AGC (Auto Gain Control) oder Auto Shutter können durch Betrachtung des WFM schnell festgestellt und beseitigt werden.

Gretag MacBeth EYE1

Das Messgerät EYE1 von „Gretag MacBeth GmbH“ wird oft als Profilierungsmessgerät bezeichnet. Es handelt sich um ein Spektralphotometer minderer Qualität, das für Emissionsmessungen an CRT und TFT Monitoren entwickelt wurde. Hierbei dient es der Kalibrierung eines Wiedergabegerätes und kann im Zusammenhang mit der passenden Software korrekte Einstellung für die Kanalverstärkung der Kanäle Rot, Grün und Blau finden. Durch die Anpassung der RGB Kanäle, auch RGB-GAIN und RGB-BIAS [siehe 5.2.6] genannt, wird dem Monitor eine korrekte Farbtemperatur von 6500°K zugewiesen. Durch eine Software können ICC Profile erstellt werden.

Da das Messgerät über eine eigene Lichtquelle verfügt, sind auch Remissionsmessungen von Farben bzw. Farbfeldern möglich. Der Betrachtungswinkel beträgt 2° und die emittierte Lichtart entspricht dem D50 [siehe 5.3.6] Standard.

Gretag MacBeth Color Checker DC

Der „ColorChecker DC“ ist ein Farbttestchart der Firma „Gretag MacBeth GmbH“. Der Anwender kann mit Hilfe der Vorlage die digitale Reproduktion eines Aufnahmegerätes überprüfen. Die Messfelder sind mit gestrichenen Farben beschichtet. Die Farbwerte der Felder sind in einer Textdatei hinterlegt. Sie dienen als Referenzfarbwerte und liegen in XYZ Normfarbwerten für die Lichtart D50 und den 2° Normalbeobachter vor. Mit der weißen Fläche in der Mitte des Charts wird ein Weißabgleich durchgeführt. Unter der Verwendung der Software „ProfileMaker“ kann mit Hilfe des ColorCheckers ein ICC- Profil erzeugt werden. Justagemarken in den Ecken unterstützen eine schnelle und präzise Positionierung [8].

Eigenschaften: Chart Größe : 21.59 cm x 35.56cm

Große weiße Fläche in der Mitte des Charts (2.8cm x 2.8cm).

237 Testfelder in 1,2cm x 2,0cm Größe mit 177Farben,
inklusive Grauskala

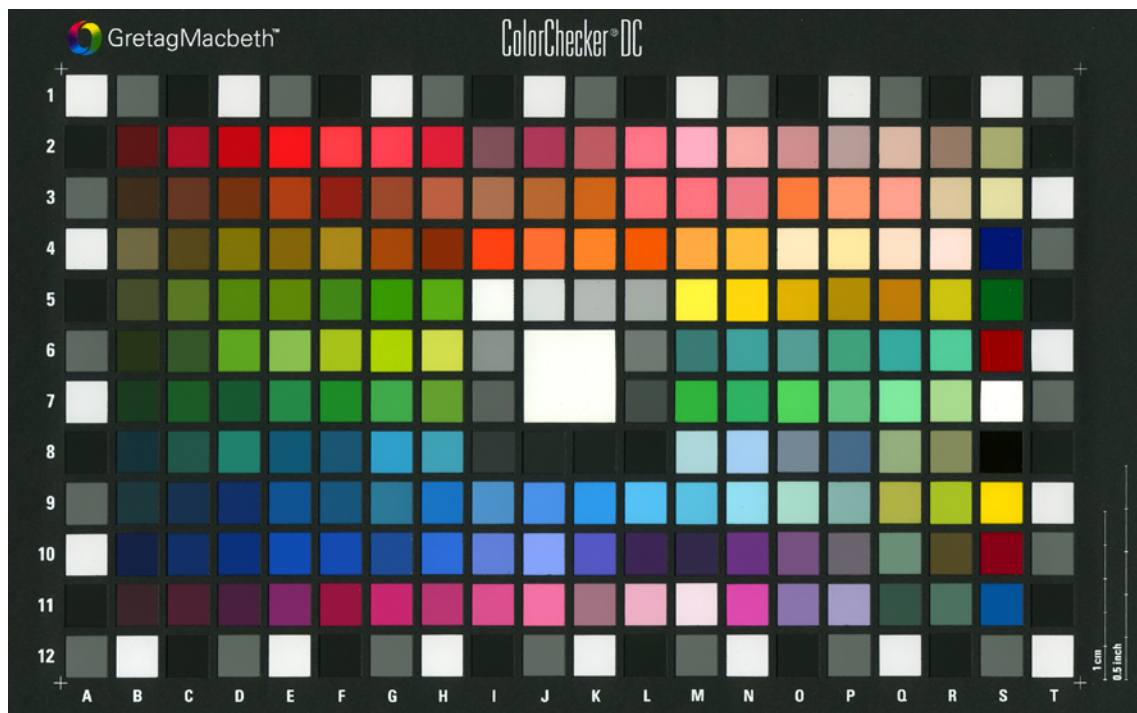


Abbildung 2.4:

Photo des Testcharts ColorChecker DC

2.3 Grundlagen der Farbmeterik [1, 2]

Die Definition der Farbmeterik ist die Lehre von den Maßbeziehungen der Farben untereinander. Das setzt voraus, dass man eine Farbe durch Zahlen eindeutig zuordnen kann. Diese Zuordnung geschieht durch Messungen. Farbe ist keine physikalische Größe wie Masse oder Volumen, sondern eine durch Strahlung ausgelöste Sinnesempfindung. Die Zuordnung dieser Strahlung in verschiedene Farbvalenzen und Farbräume erleichtert den Umgang mit Farbe und bildet die Grundlagen der Farbwissenschaft.

2.3.1 Helligkeit und Kontrast [3]

Die Hellempfindung (Helligkeit) ist wie Farbe keine physikalische sondern subjektive Größe, die stark mit den Eigenschaften des menschlichen Auges verknüpft ist. Leuchtdichte hingegen ist eine photometrische Größe mit der Einheit cd/m^2 .

Die Hellempfindung hängt von der Leuchtdichte, dem Adaptionszustand des Auges und der Umfeldleuchtdichte des Raumes ab. Weil Helligkeit sich aus subjektiven und photometrischen Größen zusammensetzt, ist bei messtechnischen Verfahren die Leuchtdichte / Luminanz entscheidend.

In dieser Arbeit werden Messungen der Leuchtdichte im Zusammenhang mit den Endoskopieeinheiten und dem LC-Display durchgeführt. Die Übertragung und Modulation der Leuchtdichte wird durch die OECF (Opto-Electronic-Conversion-Function) [5.2.6] mit Graustufenfeldern unterschiedlicher visueller Dichte gemessen.

2.3.2 Farbe

Der Umgang mit Farbvalenzen bildet die Grundlage aller Farbsysteme.

Eine Farbvalenz entspricht einer bestimmten Strahlungsverteilung einer auf die Netzhaut treffenden Strahlung, die durch additive Farbmischung einen Farbreiz auslöst. Die Darstellung aller Farborte im sichtbaren Spektrum zeichnet den Spektralfarbenzug; die so genannte „Schuhsohle“ (siehe Abbildung 2.5 / Seite 24). Bei additiver Farbmischung wird jeder Farbvalenz ein vom Schwarzpunkt ausgehender Vektor zugeordnet. Dieser Vektor beschreibt durch seine Richtung eine entsprechende Farbart und durch seinen Betrag (Länge) den Farbwert. Für die additive Farbmischung kann rechnerisch auf die Vektoraddition zurückgegriffen werden. Dabei wird zwischen der additiven inneren und äußeren Mischung unterschieden. Informationen zu innerer und äußerer Farbmischung finden sich unter Erläuterungen 5.4.3.

Grundsätzlich bestehen die Prinzipien dieser zwei Farbmischungen auf der Annahme, dass theoretisch alle Farben des sichtbaren Spektrums mit den drei Grundfarben Rot, Grün und Blau erzeugt werden können.

Diese drei Komponenten werden reelle RGB Primärvalenzen genannt.

Die gültige Spektralwertkurve des menschlichen Auges der reellen Primärvalenzen wird von der CIE seit 1931 bei der Festlegung des „farbmetrischen 2°-Normalbeobachters“ primär verwendet.

Viele Farbvalenzen können negative Spektralwerte enthalten. Solche Farbvalenzen mit negativen Farbwerten können nur durch äußere additive Farbmischung erzeugt werden.

Eine Neuordnung der reellen Primärvalenzen und der zugehörigen Spektralwertkurven kann mit Hilfe von virtuellen Valenzen erfolgen.

Diese virtuellen Primärvalenzen sind die XYZ Normvalenzen [1, 2].

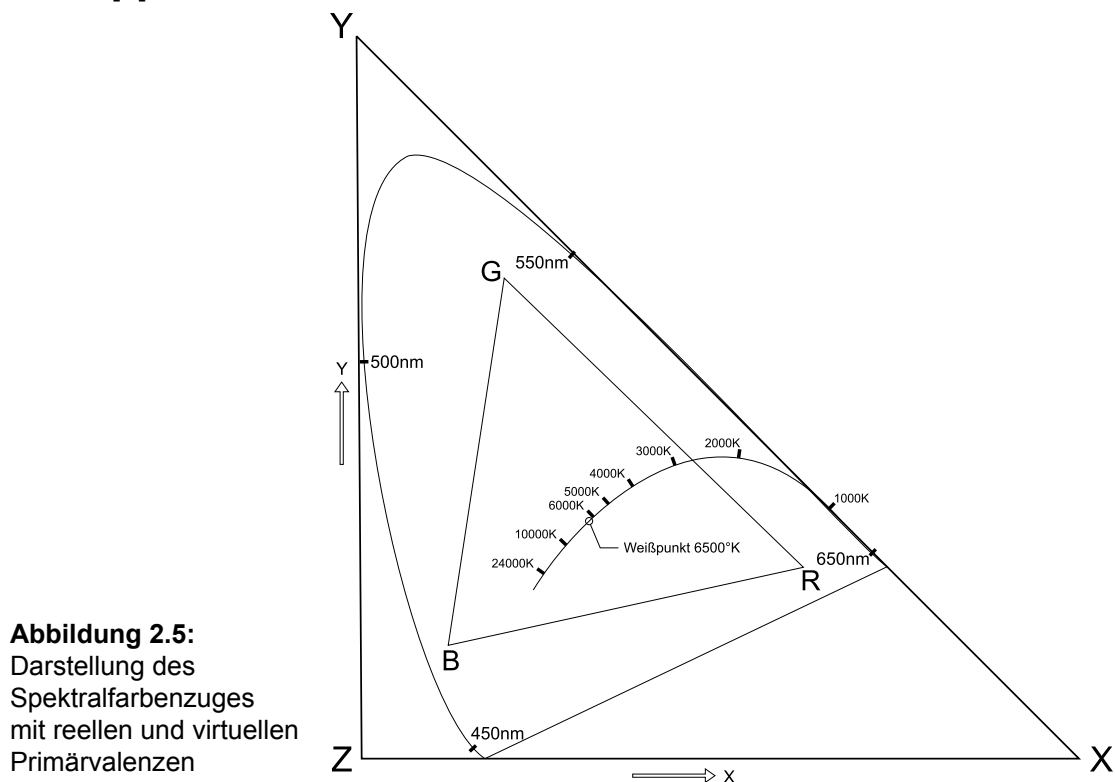
2.3.3 XYZ Normvalenzen

Das System der XYZ Primärvalenzen wurde durch die CIE (Commission Internationale de l'Eclairage) in der DIN 5033-2 im Jahre 1931 verabschiedet.

XYZ Primärvalenzen werden auch Normvalenzen genannt. Sie beziehen sich auf den „farbmetrischen 2° Normalbeobachter“ [1].

Da alle gemessene und verarbeitete Farbwerte dieser Abschlussarbeit auf den Normvalenzen XYZ basieren, wird das System kurz beschrieben.

Die Festlegung neuer Primärvalenzen darf der Willkür unterliegen, wenn man sich auf ein System einigt. Das geschah 1931 mit der Einführung der Normvalenzen in der DIN 5033-2. In der Darstellung des Spektralfarbenzuges in Abbildung 2.5 sind sowohl die reellen Primärvalenzen RGB als auch die virtuellen Normvalenz XYZ zu sehen [2].



Die Umrechnung von reellen Primärvalenzen RGB nach den Normvalenzen XYZ erfolgt durch die Gleichung [2]:

$$X = +0,41845 R - 0,09116 G + 0,00092 B$$

$$Y = -0,15865 R + 0,25242 G - 0,00255 B$$

$$Z = -0,08283 R + 0,01571 G + 0,17859 B$$

Die Graphen der Spektralwertkurven der Normvalenzen XYZ sind in der Abbildung 2.6 auf der folgenden Seite dargestellt.

Alle Y-Werte der drei Kurven befinden sich oberhalb der X-Achse und demnach sind alle Farbwertanteile dieses Systems positiv.
Diese Spektralwertkurven werden als Normspektralwertkurven bezeichnet.

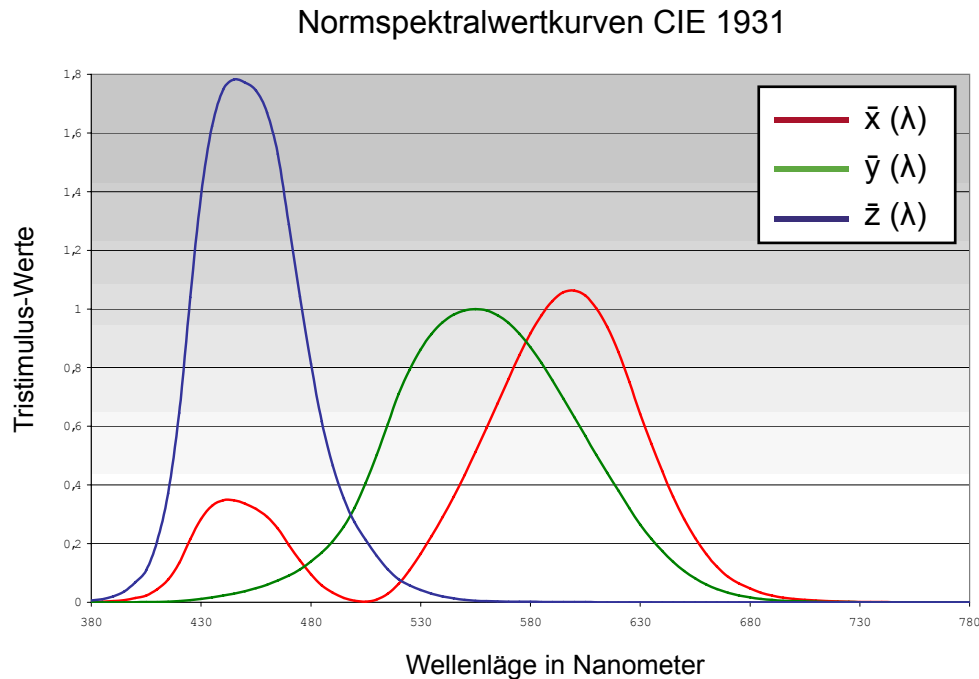


Abbildung 2.6:
Darstellung der Normspektralwertkurven gemäß CIE DIN 5033-2

$$X = k \int_{380\text{nm}}^{780\text{nm}} \phi_{\lambda} \bar{x}(\lambda) d\lambda \quad Y = k \int_{380\text{nm}}^{780\text{nm}} \phi_{\lambda} \bar{y}(\lambda) d\lambda \quad Z = k \int_{380\text{nm}}^{780\text{nm}} \phi_{\lambda} \bar{z}(\lambda) d\lambda$$

Abbildung 2.7:
Errechnung der Normfarbwerte XYZ

Die Normfarbwerte X, Y, Z einer Farbvalenz werden über die Formeln der Abbildung 2.7 unter Zunahme der Normspektralwertkurven errechnet.
Die Messwerte auf dieser Basis aufzunehmen entspricht dem messtechnischen Standard der Farbmeterik und erlaubt weit gefächerte Umrechnungsvarianten in andere Farbsysteme und Farbwerte [11].
Auf der Grundlage der notierten XYZ Normfarbwerte erfolgt die Umrechnung nach CIE-Lab und nach LCH(ab) [siehe 5.3.15/16].

2.3.4. CIE Lab- und LCH-Farbsystem

1) CIE Lab [1, 13, 14]

Der CIE-Lab Standard wird als geräteunabhängiges Farbsystem bezeichnet, da es alle Farbvalenzen des sichtbaren Spektrums darstellen kann. CIE-Lab bietet gegenüber den XYZ Normfarbwerten zwei Vorteile. Der Umgang mit Farbwerten im XYZ Format ist rechnerisch sinnvoll, da in alle möglichen Farbwerte transformiert werden kann. Aber das XYZ-System ist nicht empfindungsgemäß gleichabständig. Das bedeutet, dass der subjektive Eindruck des Farbabstands einer Farbe gegenüber einer anderen keinen Bezug zur geometrischen Position im Farbraum hat.

Um einen Farbraum zu entwickeln, der diese Kriterien erfüllt, wurde 1976 das CIE-Lab Farbsystem in der DIN 6174 verabschiedet. Im diesem System entspricht der geometrische Abstand zweier Farben im dreidimensionalen Koordinatensystem dem subjektiven empfindungsgemäßen Abstand.

CIE-Lab setzt sich aus drei Koordinaten zusammen und spannt so einen dreidimensionalen Farbraum in Form einer Kugel auf. Die Position einer Farbe in diesem Raum setzt sich aus der Helligkeitsachse L von Schwarz (0) bis Weiß (100), der Farbachse a von grün (negativ Werte) bis Rot (positiv Werte) und der Farbachse b von Blau (negativ Werte) bis Gelb (positiv Werte) zusammen.

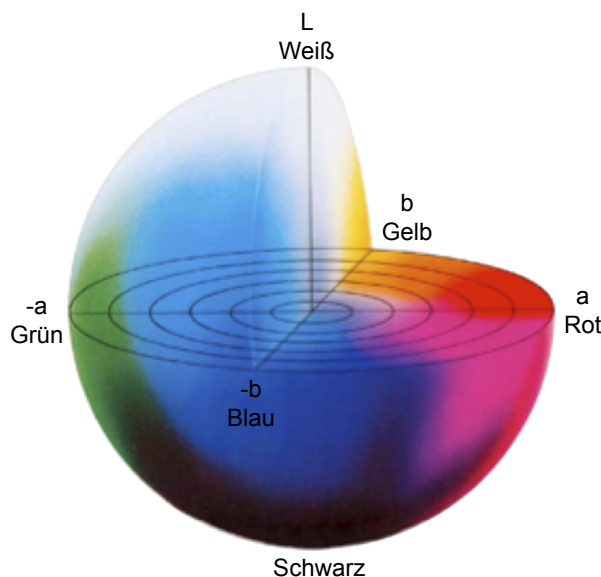


Abbildung 2.8:
Farbraumdarstellung
des CIE-Lab Raumes
[14]

Die verlustfreie reversible Transformation von XYZ nach CIE-Lab geschieht unter Zunahme einer Weißreferenz. Die Ermittlung des genauen Weißpunktes des LC-Displays wird im Vorfeld jeder Messung durchgeführt (siehe Anhang 5.4.1).

Die Transformationsformeln zur Umrechnung finden sich auf der nächsten Seite.

Transformation von Normfarbwerten XYZ nach CIE-Lab [11]:

$$\begin{aligned}
 L &= 116 * f_x - 16 \\
 a &= 500 * (f_x - f_y) \\
 b &= 200 * (f_y - f_z)
 \end{aligned}
 \quad
 \begin{aligned}
 f_x &= \begin{cases} \sqrt[3]{X_r} & X_r > \varepsilon \\ \frac{kX_r + 16}{116} & X_r \leq \varepsilon \end{cases} \\
 f_y &= \begin{cases} \sqrt[3]{Y_r} & Y_r > \varepsilon \\ \frac{kY_r + 16}{116} & Y_r \leq \varepsilon \end{cases} \\
 f_z &= \begin{cases} \sqrt[3]{Z_r} & Z_r > \varepsilon \\ \frac{kZ_r + 16}{116} & Z_r \leq \varepsilon \end{cases}
 \end{aligned}$$

$$x_r = \frac{X}{X_R} \quad y_r = \frac{Y}{Y_R} \quad z_r = \frac{Z}{Z_R}$$

Ein Grund für die Nutzung des CIE-Lab Farbraums ist die Angabe des Farbstandes zweier Farben. Dieser Abstand wird als Delta E bezeichnet.

$$\Delta E = \sqrt{(L_1 - L_2)^2} + \sqrt{(a_1 - a_2)^2} + \sqrt{(b_1 - b_2)^2}$$

Dabei gelten die folgenden Grenzwerte als Anhaltspunkte zur Bestimmung der tatsächlichen Tragweite einer errechneten Abweichung [14]:

Delta E von 0 – 1: Keine sichtbare Abweichung

Delta E von 1 – 3: Geringe Abweichung; nur mit geschultem Auge sichtbar

Delta E von 3 – 6: Mittlere Abweichung; auch mit ungeschultem Auge sichtbar

Delta E von 6 – 9: Deutliche Abweichung

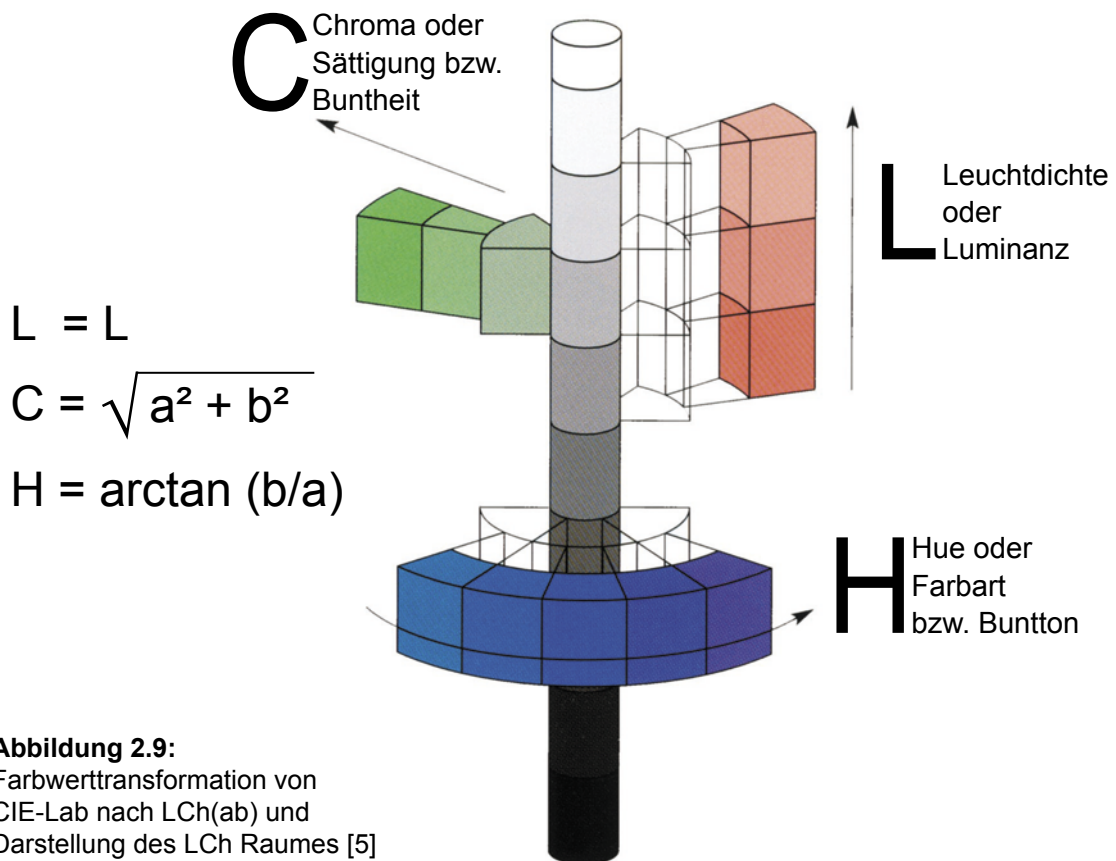
Delta E größer 9: Sehr Starke Abweichungen

Ein weiterer Grund ist die Umrechnung von CIE-Lab in den Farbraum LCH. In den LCH Farbraum kann nicht direkt von den Normvalenzen XYZ transformiert werden. Es ist ein Zwischenschritt notwendig. Dieser Zwischenschritt wird über den Lab-Farbraum geleistet, weshalb die Bezeichnung LCH(ab) richtig ist. Wenn in dieser Arbeit die Abkürzung LCH genutzt wird, ist immer LCH(ab) gemeint.

2) LCH(ab) [5, 1]

Im direkten visuellen Vergleich zweier Farben zeigen sich Farbunterschiede dem jeweiligen Beobachter sehr deutlich. Da ein solches Verfahren für eine wissenschaftliche Bewertung in dieser Arbeit nicht sinnvoll ist, wird zur Visualisierung und Verdeutlichung von Farbabweichungen auf den LCH Farbraum zurückgegriffen. Die dreidimensionale Farbwahrnehmung des menschlichen Auges findet sich im LCH Farbraum sehr anschaulich wieder.

Eine Farbvalenz wird in ihre drei Eigenschaften bezüglich Leuchtdichte (L=Luminanz), Sättigung (C=Chroma) und Buntton (H=Hue) unterteilt. Die Farbwerte des LCH(ab) Farbraums werden aus den drei Farbwerten L, a und b des CIE-Lab Farbraums errechnet. Die Formel ist neben der Abbildung 2.9 zu sehen.



L entspricht der Luminanz des CIE-Lab Systems. Die Angabe der Sättigung C (Chroma) bezeichnet den senkrechten Abstand von der L-Achse. Der Buntton H (Hue) wird als Farbwinkel in Grad angegeben.

Gradzahlen von 360° beziehungsweise 0° entsprechen einem leicht bläulichen Rot, 90° ist ein neutrales Gelb, 180° ein leicht bläuliches Grün und 270° ein Blau. Die violetten Farben liegen im 4. Quadranten zwischen 300° und 330°. Magenta liegt im Bereich um 350°.

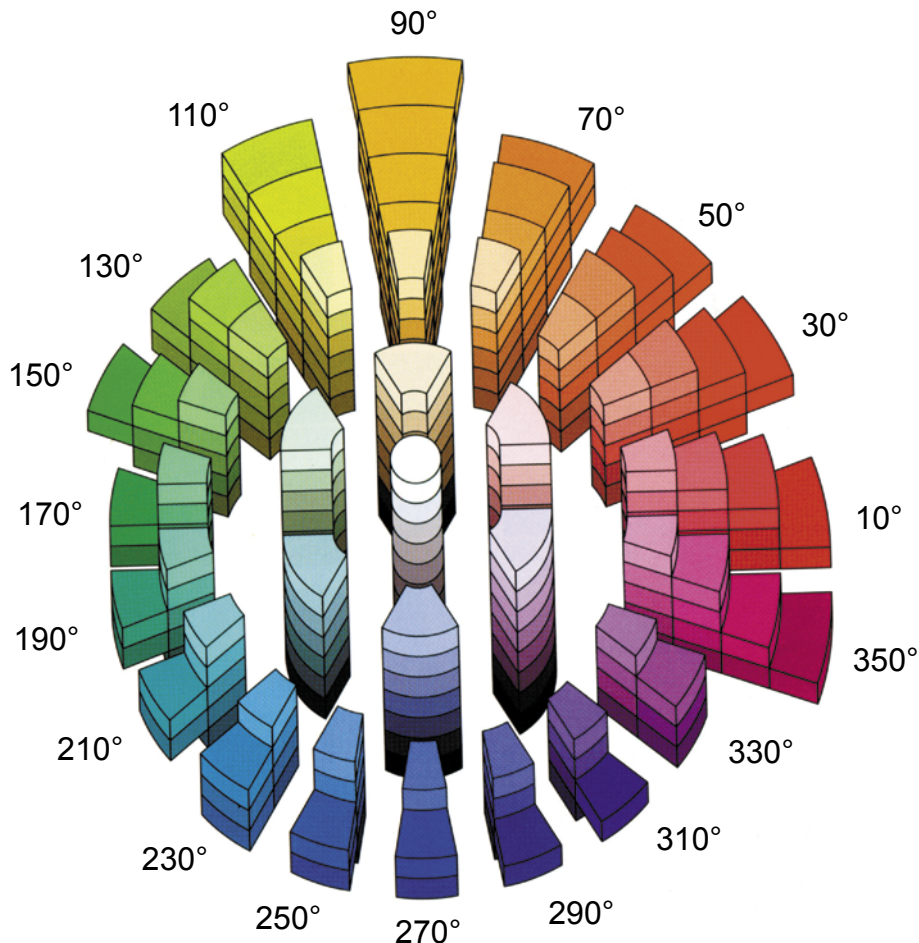
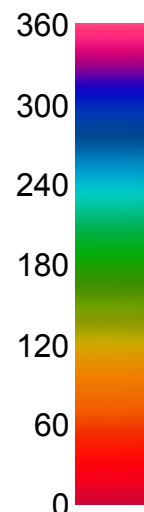


Abbildung 2.10:
Darstellung des LCH-Farbraums und
Zuordnung von Gradzahl und Buntton [5]

Anhand der Abbildung 2.10 soll die Struktur des LCH Farbraums und insbesondere der Bezug des Farbbunttons respektive Hue (H) zu der Angabe einer Gradzahl verdeutlicht werden. Die Visualisierung von Farbabweichungen für das Gesamtsystem und für Endoskopieeinheiten über Kennlinien erfolgt im LCH System. Aus der Trennung einer Auswertung in Leuchtdichte, Farbsättigung und Buntton resultieren drei Diagramme für jede Kombination oder Kamera. Die Kennlinie des Buntton wird zusätzlich mit einem Farbbalken auf beiden Seiten des Diagramms versehen, um eine Abweichung einem Buntton besser zuordnen zu können. Dieser ist vergrößert auf der rechten Seite dargestellt.



2.3.5 Farbraum und Farbtreue

Die Bildqualität einer aufgezeichneten und wiedergegebenen Vorlage hängt neben der Helligkeit und dem Kontrast auch maßgeblich von der Farbe ab. Eine farbtreue Bildwiedergabe steht in engem Bezug zur verwendeten Technologie der Bildaufnahme- und Wiedergabegeräte. Eine digitale Photokamera gibt Farben treu wieder, die innerhalb ihres hardwarespezifischen Farbraums liegen. Alle Farben außerhalb dieses Raumes können verfälscht wiedergegeben werden. Das kann auf die Wiedergabeeigenschaften von Videoendoskopen übertragen werden.

Als Gegenpart der Kamera gibt ein BWG Farben ebenfalls hardwarespezifisch wieder und führt somit eine Farbtransformation durch. Innerhalb dieser Signalkette kommt es zu zwei Farbtransformationen und doppelter Verfälschung [10, 12, 14].

Mit dieser Problemstellung befasst sich seit ca. 10 Jahren intensiv das „Color Management“. Farbmanagement versucht durch den Einsatz von ICC Profilen die hardwarespezifischen Farbverfälschungen zu korrigieren, um so zu einer farbtreuen Bildwiedergabe zu kommen. Das Prinzip dieses Managements soll hier nicht weiter ausgeführt werden, jedoch sollte sowohl die Eingabe- als auch Ausgabeseite ein farbkorrigierendes ICC Profil enthalten.

Ist die Funktionalität einer solchen Signalkette gewährleistet, spricht man von einem linearisierten und profilierten System respektive Color Management.

Vor dem Hintergrund der Ersetzung von Röhrenmonitoren und Einführung von LC-Displays haben sich teilweise problematische Unterschiede in der Farbwiedergabe ergeben. Diese verschiedenen Wiedergabeeigenschaften der zwei Technologien führen zu Farbverfälschungen.

Die Idee im medizinischen Gebiet der Endoskopie Color Management zu integrieren, kann diese Probleme durch messtechnische Verfahren lösen, ohne mit rein subjektiven Bildverbesserungsmaßnahmen arbeiten zu müssen.

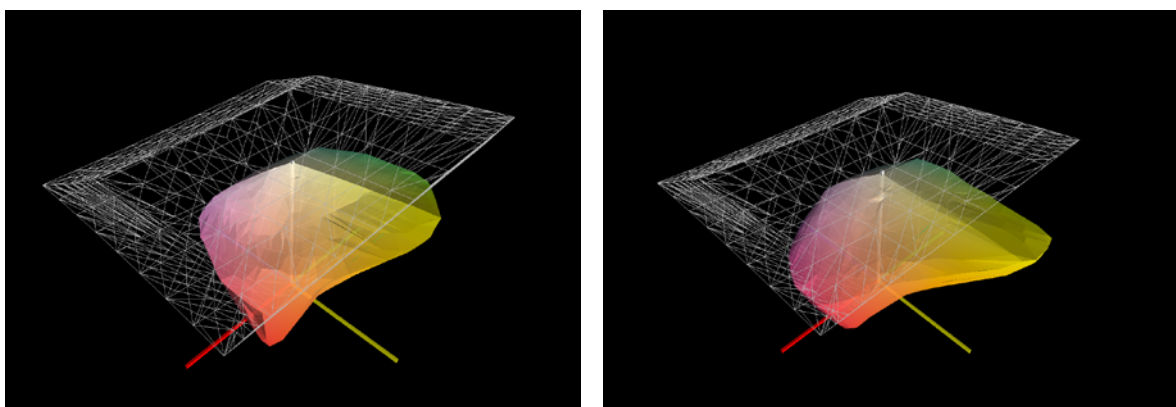


Abbildung 2.11:

Abbildung zweier Farbräume verschiedener Endoskopiekameras
Volltonflächen entsprechen den Farbräumen der Endoskopiekameras
Gitternetz entspricht dem Farbraum des LMD-2140MD [15]

2.4 Untersuchungsmethoden

Die Untersuchungen dieser Arbeit enthalten Methoden zur Bestimmung der Farbabweichung des Gesamtsystems, der Farbabweichung einer Endoskopieeinheit, des Leuchtdichteverhaltens einer Endoskopieeinheit und zur Erfassung des Farbraums einer Endoskopieeinheit.

2.4.1 Versuchsaufbau und Versuchsbeschreibung

Der Versuchsaufbau dieser Arbeit für farbmétrische Messungen an Endoskopieeinheiten ist unter rein messtechnischen Gesichtspunkten zu betrachten. Er soll ein reproduzierbares Verfahren repräsentieren, das zu vergleichbaren Messergebnissen zwischen untersuchten Endoskopieeinheiten führen soll.

Alle Messungen werden bei Dunkelheit durchgeführt, um Einwirkungen von Streulicht auszuschließen. Absolut notwendig für die Durchführung ist die Deaktivierung automatischer Signalaussteuerungsprozesse der Prozessoren. Besonders problematisch sind Anpassungen des Shutterverhaltens und der Signalpegelverstärkung „Auto-Gain-Control“ (AGC) [siehe 5.2.3]. Bei automatischer Steuerungen dieser zwei Funktionen wird Einfluss auf den Signalpegel und auf das wiedergegebene Bild genommen. Beispielsweise würde ein automatischer Shutter bei der Abtastung einer Graustufentreppe keinen korrespondierenden Signalpegel in Bezug auf die visuelle Dichte der Vorlage liefern. Möglicherweise würde der Signalpegel bei Abtastung einer schwarzen Fläche angehoben und Schwarz würde auf ein dunkles Grau abgebildet. Da dies nicht nur für Graustufenfelder sondern auch für Farbfelder gilt, käme es ungewollt zu vorkorrigierten Bilddarstellungen, die keine messtechnisch eindeutige Aussage erlauben würden. Aus diesem Grund müssen Automatismen wie „Auto-Gain-Control“, automatische Belichtungszeit (Shutter), elektronische Lichtintensitätskontrolle und automatische Anpassung der Kennlinie deaktiviert werden.

Das garantiert die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse und liefert vergleichbare Bewertungen verschiedener Modelle.

Das Grundprinzip der endoskopischen Abbildungskette bleibt jedoch erhalten, indem die Endoskopieeinheit als Aufnahmegerät und das LC-Display als Bildwiedergabegerät fungiert.

Der Hintergedanke besteht darin, dass eine Endoskopieeinheit im Wesentlichen ähnliche Eigenschaften wie eine Videokamera aufweist. Während des Prozesses der Aufnahme und Wiedergabe ergeben sich unweigerlich Verfälschungen zwischen den tatsächlichen Farbwerten der Objekte und den Farbwerten des wiedergegebenen Bildes. Diese Differenz kann messtechnisch erfasst werden.

Die abgetasteten Objekte sind in diesem Fall Farbfelder eines Testcharts. Zur Bestimmung der Farbabweichungen wird das Testchart „ColorChecker DC“ der Firma Gretag MacBeth mit insgesamt 237 Messfeldern verwendet. Messungen an Graustufenfeldern werden ebenfalls mit diesem Testchart durchgeführt.

Um die Ergebnisse der Messungen vieler verschiedener Hersteller miteinander vergleichen zu können, werden alle Videosignale im RGB-Videostandard verarbeitet. Es gibt zwei Gründe für die Nutzung des RGB-Videosignals. Erstens basieren alle internen Signalverarbeitungen innerhalb der Endoskopieeinheiten und Bildwiedergabegeräte auf der Grundlage von RGB. Der CCD-Sensor liefert über seine Signalleitungen analoge Spannungen an A/D Wandler [siehe 5.2.1]. Das LCD-Panel arbeitet mit der Lichtventiltechnik und Subpixel auf der Grundlage additiver Farbmischung mit RGB. Zweites stellen RGB-Videosignale im analogen Segment nach wie vor die beste Bildqualität hinsichtlich der Farbwiedergabe zur Verfügung. Bei Videosignalen wie Y/C und FBAS werden die Grundfarben immer auf ein Trägersignal moduliert, was zu einer minderen Farbwiedergabequalität gegenüber RGB führt. Ein ganz praktischer Grund ist die Verarbeitung von Videosignalen mit einer Framegrabberkarte, die ausschließlich RGB-Signale verarbeiten kann.

Die Abbildung 2.12 zeigt den Versuchsaufbau und zwei Zonen. Diese Zonen sind als Messpunkte zu betrachten und beziehen sich auf Messungen am Gesamtsystem und Messungen an Endoskopieeinheiten.

Graphische Darstellung des messtechnischen Verfahrens

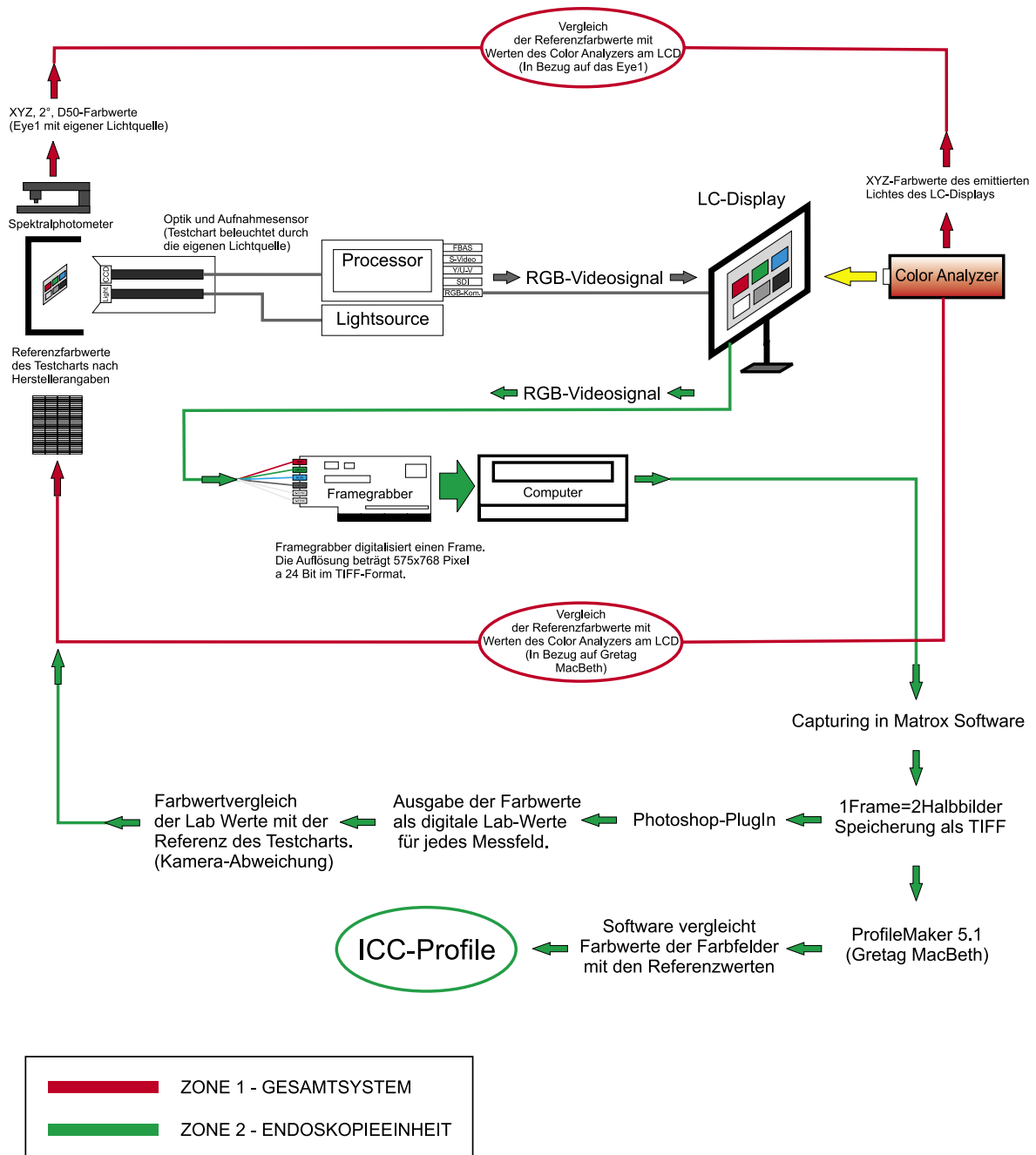


Abbildung 2.12:
Darstellung der Verarbeitungskette

2.4.2 Messung des Leuchtdichteverhaltens

Die Messungen der Kamerakennlinie sollen Aufschluss über das Leuchtdichteverhalten der Endoskopieeinheiten und des Gesamtsystems geben. Das Verhalten der Kamera bezüglich der reproduzierten Leuchtdichte wird durch die OECF (Opto-Electronical-Conversion-Function) bestimmt. Auf der Ausgabeseite wird das Leuchtdichteverhalten des LC-Displays über die Gammafunktion charakterisiert. Da Farbe hier keine Rolle spielt, werden zwölf Graufeldern mit ansteigender visueller Dichte verwendet. Die Felder sind spektral neutral. Da bei neutralgrauen Feldern alle drei RGB Werte die gleiche Reflexionsdichte haben, sind zusätzlich auch Farbverfälschungen bzw. Farbstiche in der Wiedergabe der Kamera leicht feststellbar. Bei einem zwanzigfachen Dichteunterschied zwischen dem Feld der niedrigsten und höchsten visuellen Dichte wird ein ausreichend großer Dynamikbereich erfasst. Diese Anforderungen erfüllen die zwölf Graufelder in der Mitte des „ColorCheckers“.

In der Versuchsdurchführung wird ein Weißabgleich auf das mittlere Messfeld gemacht. Der Abstand zwischen distalen Ende und Messfeld entspricht der optimalen Brennweite des zu untersuchendem Endoskops. Der Signalpegel wird auf exakt 700mV für Spitzenweiß durch Regelung der Beleuchtungsstärke an der Lichtquelle gesteuert. Im vordefinierten Abstand werden alle zwölf Graufelder abgetastet. Über die Framegrabber-Karte wird ein TIFF gespeichert. Parallel dazu wird der Leuchtdichtepegel am LC-Display mit dem „Color Analyzer“ gemessen. Der Verlauf der Kennlinien gibt Aufschluss über das Verhalten der Kamera und des Gesamtsystems.

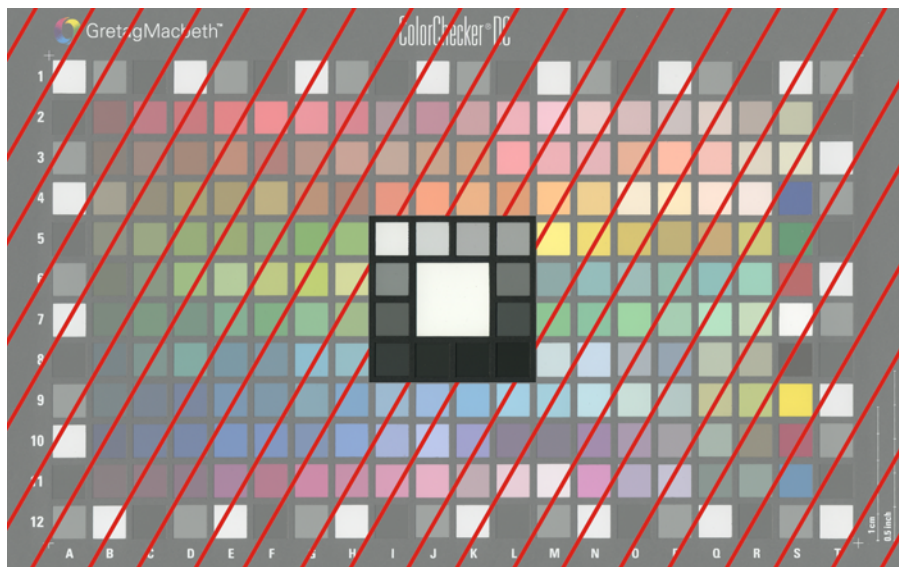


Abbildung 2.13:

Darstellung der Testcharts:

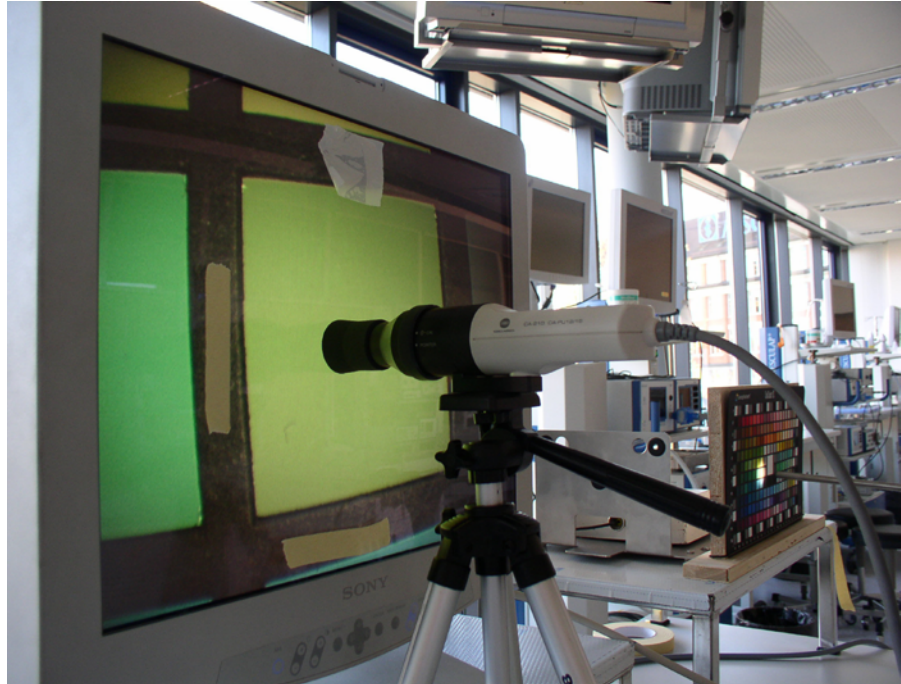
Hervorgehoben sind die für die Messung relevanten Graustufenfelder

2.4.3 Messung der Farbabweichung des Gesamtsystems

Messungen am Gesamtsystem finden in der Zone 1 statt.

Auf der Eingabeseite tastet eine Endoskopiekamera das Testchart „ColorChecker DC“ mit eigener Lichtquelle ab. Auf der Ausgabeseite gibt das LC-Display „LMD-2140MD“ von SONY das Bild wieder. Das vom BWG emittierte Licht fällt in die Messsonde des Farbortmessgerätes „Color Analyzer CA-210“.

Abbildung 2.14:
Photographie des Versuchsaufbaus:
Im Vordergrund ist das LC-Display mit fixiertem Farbortmessgerät zu sehen. Die Lichtemission des LCD bei Wiedergabe eines grünen Farbfeldes wird gemessen. Im Hintergrund ist das Testchart zu erkennen. Die Spitze des Endoskops ist auf das Farbfeld gerichtet. Die runde Ausleuchtung der Lichtquelle sorgt für die benötigte Beleuchtungsstärke.



Das Testchart besteht aus 237 Messfeldern. Es besitzt einen zugehörigen Datensatz, der zu keinem anderen Testchart passt. In diesem Datensatz, der als Textdatei vorliegt, sind für jedes der 237 Felder entsprechende Referenzfarbwerte hinterlegt. Diese Referenzwerte wurden mit einem Spektralphotometer gemessen und beziehen sich auf den 2° farbmtrischen Normalbeobachter und die Lichtart D50. Die Farbwerte liegen als XYZ-Farbwertetriple [siehe 5.3.31] vor und wurden durch drei gemittelte Messungen mit den „Eye1“ (2.2.3) für alle Felder ermittelt. Sie repräsentieren die physikalisch vorliegenden Farbwerte der gestrichenen Farben des Testcharts auf der Eingabeseite.

Die Ausgabe der XYZ Farbwerte des „Color Analyzers“ am LC-Display stellt die Farbvalenz des wiedergegebenen Farbfeldes dar. Das LC-Display und der „Color Analyzer“ sind auf 6500° Kelvin Farbtemperatur (Lichtart D65) [siehe 5.3.7] kalibriert. Die Kalibrierung wurde zuvor mit dem Profilierungsmessgerät „Eye1“ und der Software „ProfileMaker 5.1“ von Gretag MacBeth vorgenommen. Das garantiert die genaue Einstellung der Farbtemperatur des LC-Displays auf exakt 6500° K. Im Zuge dieser Prozedur wird das Display von einem evt. vorliegenden Farbstich

befreit. Die Kalibrierung des Displays ist eine Grundvoraussetzung für die folgenden Farbmessung, da das BWG auf diese Weise geeicht ist.

Die Referenzwerte des Testcharts beziehen sich jedoch auf die Lichtart D50.

Die Vergleichbarkeit zwischen Farbwerten in D50 und D65 kann nur über eine Weißpunkttransformation geschehen. Hierfür wird die „Bradford-Methode“ der „Chromatic Adaptation“ [siehe 5.4.2] angewendet, die die XYZ-D50 Werte der Referenzdatei in XYZ-D65 Werte transformiert. Das Ergebnis sind vergleichbare Farbvalenzen in den Normfarbwerten XYZ des 2° Normalbeobachters für die Lichtart D65.

Zur Auswertung werden diese Farbwerte in die Farbräume CIE-Lab und LCH transformiert. Der Lab-Farbraum erlaubt eine Angabe des Farbabstandes Delta E. Die graphische Darstellung der Farbwerte als Kennlinie erfolgt mit den Angaben zu Helligkeit (L), Sättigung (C) und Buntton (H) im LCH-Farbraum.

Zur Durchführung des Versuches wird, nach Deaktivierung der Kamera-Automatiken, ein Weißabgleich auf das mittlere Weißfeld des „ColorCheckers“ gemacht. Anschließend wird der Signalpegel durch manuelle Steuerung der Lichtintensität auf 700mV für Spitzenweiß ausgepegelt. Bei einem fehlerhaften Weißabgleich, der auf der Anzeige des Vektorskops sichtbar ist, wird die Prozedur wiederholt. Jedes der 237 Farbfelder wird einzeln im Abstand der optimalen Brennweite der Optik (zumeist 20mm Focus) formatfüllend (siehe Abbildung 2.16) eingerichtet und auf dem BWG wiedergegeben. Das LC-Display zeigt nun das Farbfeld an. Das vom BWG emittierte Licht fällt in den „Color Analyzer“, der das Spektrum über den sichtbaren Bereich in XYZ-Normfarbwerte verrechnet und anzeigt.

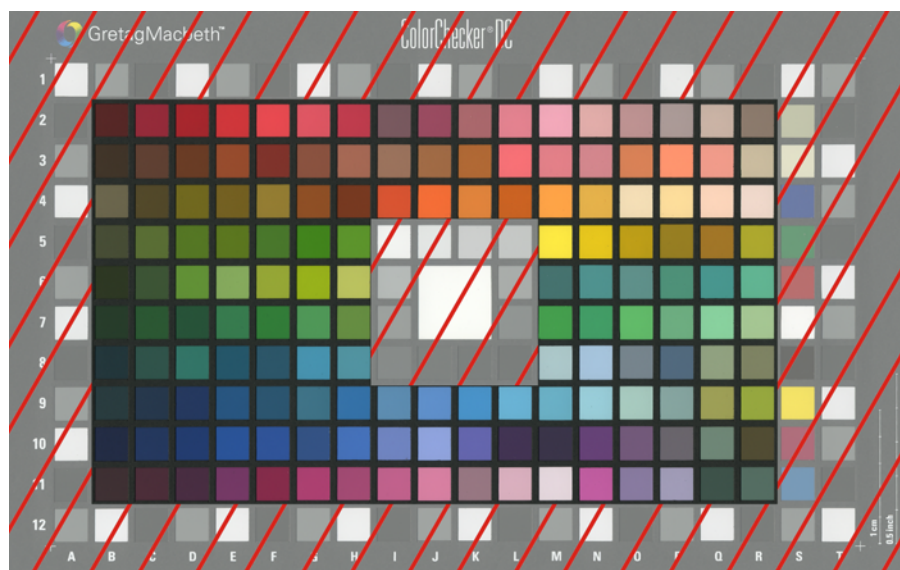


Abbildung 2.15:

Darstellung der Testcharts:

Hervorgehoben sind die für die Messung relevanten Farbfelder

Obwohl während der Versuchsdurchführung alle Messfelder des Testcharts untersucht werden, beziehen sich die Kennlinie im Anhang 6.1 ausschließlich auf Farbfelder. Die für die Auswertung verwendeten Farbfelder zeigt Abbildung 2.15 auf der vorangegangenen Seite. Graustufenfelder werden nicht verwendet, da sie ihrer Funktion nach bereits in Kapitel 3.1 untersucht wurden. Die Farbfelder mit Bezeichnungen von S2 bis S11 werden ebenfalls nicht in die Darstellung der Kennlinien einbezogen. Sie sind mit einem stark reflektierenden Plastikfilm beschichtet. Durch die gebündelte Ausleuchtung des Endoskops und die hohen Reflexion an der Messfeldoberfläche ist eine Auswertung nicht durchgängig möglich.

Die Abtastung des „ColorCheckers DC“ kann nicht im Gesamtformat, sondern nur Farbfeld für Farbfeld erfolgen. Gründe dafür sind zum einen die optischen Eigenschaften der Endoskope hinsichtlich des Öffnungswinkels und der Brennweite und zum anderen die Nutzung der eigenen Lichtquelle mit einem inhomogenen Ausleuchtungsverhalten. Es entsteht bei großem Abstand zur Vorlage ein radialer Verlauf der Ausleuchtung. Dies führt zu unterbelichteten Randpartien.

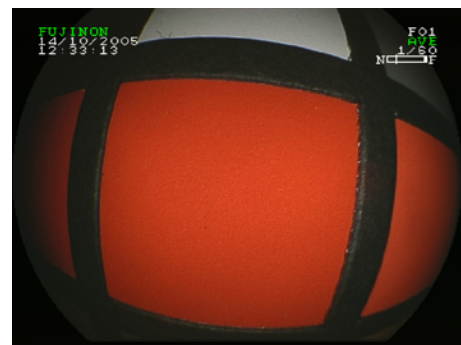


Abbildung 2.16:
Darstellung eines Frames
Formatfüllend eingerichtetes Farbfeld

Die Abbildungen 2.17 zeigt ein fixiertes Endoskop mit Testchart und ein formatfüllend eingerichtetes Farbfeld (siehe Abb. 2.16).

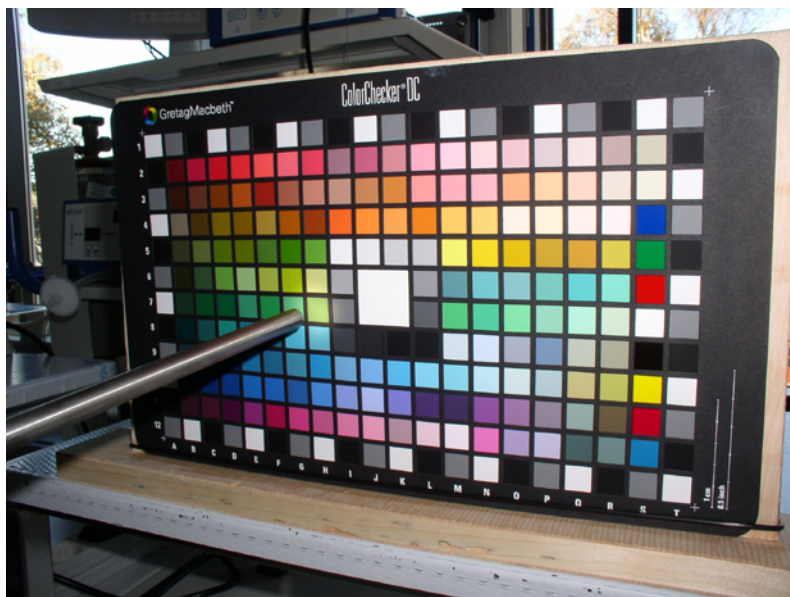


Abbildung 2.17:
Photographie eines Endoskopes, dass auf ein grünes Farbfeld eingerichtet ist
(nicht zu sehen: Kamerakopf, Prozessor, Lichtwellenleiter)

2.4.4 Messung der Farbabweichung der Endoskope

Die Farbabweichung der Endoskopieeinheiten wird in Zone 2 des Workflows ermittelt. Für diese Messungen wird auf eine Wiedergabe auf dem LC-Display verzichtet. Das Farbortmessgerät findet ebenfalls keine Verwendung. Stattdessen kommt eine PCI-Framegrabber Karte zum Einsatz.

Zur Versuchsdurchführung muss mit der Kamera ein erfolgreicher Weißabgleich am mittleren Feld des Testcharts durchgeführt werden. Automatismen der Signalanpassung sind wie bei Messungen des Gesamtsystems deaktiviert. Die Aussteuerung des Signalpegels auf 700mV Uss und der vordefinierte Abstand (siehe 2.4.2.) zum Messfeld müssen beachtet werden.

Sobald ein Farbfeld formatfüllend durch die Kamera eingerichtet ist, kann dem RGB-Videosignal der Kamera ein einzelner Frame in Form von 2 Halbbildern durch den Framegrabber entnommen werden. Dieser Frame wird als digitale Bilddatei im unkomprimierten TIFF Format auf der Festplatte abgespeichert und mit einem Namen dem zugehörigen Farbfeld zugeschrieben. Die Auflösung beträgt 575x768 Pixel (PAL Standard) und die Farbtiefe 8 Bit pro Kanal (16,77 Mio. Farben). Eine Farbvalenz liegt nun als digitales Bild mit RGB-Werten von 0-255 für den roten, grünen und blauen Kanal vor.

Die Auswertung erfolgt automatisiert mit einem Photoshop-PlugIn der Firma Image Engineering aus Frechen. Dazu wird das Bild von Farbstandard RGB in Lab gewandelt. Anschließend wird anhand der Fadenkreuze auf dem Testchart das Bild freigestellt, damit der PlugIn die Position der ROI [siehe 5.3.23] festlegen kann. Anhand einer Fläche von 20x20 Pixel werden die Lab-Werte von 4000 Pixel gemittelt. Die gemittelten Farbwerte jedes der 237 Messfelder werden für L, a und b in einer Textdatei hinterlegt. Die Farbwerte des digitalen Bildes werden mit den Referenzfarbwerten des Testcharts verglichen und die Abweichung bestimmt. Mit diesem Verfahren ist eine Trennung der Farbabweichung für das Gesamtsystem und die Endoskopieeinheit möglich. Die hier ermittelten Farbabweichungen beziehen sich nur auf die Endoskopieeinheit und werden nicht von Abweichungen des BWG überlagert.

Als Bemerkung sei gesagt, dass bei diesem Messverfahren zunächst 237 digitale Einzelbilder im TIFF Format entstehen. Diesen Bildern wird eine ausreichend große quadratische Anzahl Pixel ($>> 4000$) entnommen und dieses Fragment in einer neuen Masterdatei gespeichert. Das neu zusammengesetzte Bild aus 237 einzelnen Fragmenten zeigt den kompletten „ColorChecker“. Alle Ebenen werden auf eine Hintergrundebene reduziert und im TIFF-Format im Bildmodus Lab gespeichert. Diese Datei wird im Photoshop-PlugIn zur Erfassung der Farbwerte aller Felder verarbeitet. Das Verfahren hat keine Auswirkungen auf den digital vor-

liegenden Farbwert. Nur sehr geringe Auswirkungen hat das Durchschleifen des Videosignals am LC-Display. Der Signalstromverlust bewegt sich weit unterhalb der 1% Grenze.

2.4.5 Messung des Farbraumes

Innerhalb der Zone 2 erfolgt auch die Messung des Farbraums jeder der acht Endoskopieeinheiten. Dies ist im Zusammenhang mit einer vorangegangenen Messung des LCD-Farbraums zu sehen. Die technischen Eigenschaften der Hardwarekomponenten wie die Optik, der CCD-Chip und die Signalverarbeitung sind ausschlaggebend für die Qualität der Farbwiedergabe. Farbwiedergabeverfälschungen werden im Farbraum dokumentiert und korrigiert.

Zur Messung des Farbraums werden die Farbfelder des „ColorChecker DC“ verwendet. Die Auswertung erfolgt anhand der gespeicherten TIFF-Bilder der Framegrabber Karte bzw. auf der aus 237 Einzelfeldern zusammengesetzten Masterdatei. Diese Bilddatei wird zur Messung des Farbraums nicht im Photoshop mit dem PlugIn aus 2.4.3 ausgewertet, sondern in die Software „ProfileMaker 5.1“ der Firma Gretag MacBeth geladen. Dort geschieht die Auswertung zwar auf ähnlich Weise wie im Photoshop-PlugIn, jedoch werden die gemessenen Farbwerte nicht einfach ausgegeben, sondern direkt im „ProfileMaker“ mit den Referenzwerten des Testcharts verrechnet. Das Ergebnis ist eine ICC Profil-Datei (*.icc). Dieses standardisierte Dateiformat enthält Look-Up-Tables (LUT). In dieser LUT sind die Farbdifferenzfaktoren hinterlegt. Diese Faktoren bilden die reproduzierten Farbwerte der Kamera auf Farbwerte ab, die möglichst nahe an den Referenzfarbwerten der zugehörigen Farbfelder liegen. Dadurch wird die Farbverfälschung oder Differenz zwischen der von der Kamera reproduzierten Farbvalenz und der Referenz minimiert und teilweise kompensiert. Dieses Verfahren heißt Color Management und ermöglicht eine farbtreue Farbproduktion auf der Aufnahmeseite.

ICC Profile können durch Programme wie „ARGYLL“ (siehe 5.2.11) als dreidimensionaler Farbraum sichtbar gemacht und mit Farbräumen anderer Geräte verglichen werden.

3 Messergebnisse und Bewertung

3.1 Leuchtdichteverhalten

Die messtechnische Erfassung des Leuchtdichteverhaltens wird ausschließlich an Graustufenfeldern durchgeführt. Als Vorlage dient das Testchart „ColorChecker DC“ der Firma „Gretag MacBeth GmbH“. Alle Farbfelder des Testcharts werden für diese Untersuchung nicht herangezogen. Die Abbildung des gesamten Testcharts zeigt die für die Messung relevanten Felder hervorgehoben an (siehe Abbildung 2.13). Alle durchkreuzten Felder werden nicht genutzt. Die Messergebnisse sollen das Verhalten der Kameras als separates Element zeigen. Zusätzlich wird das Leuchtdichteverhalten des Gesamtsystems (Endoskopieeinheit und LC-Display) als Kennlinie in das Diagramm einbezogen, um das Verhalten der Kombination verdeutlichen. Durch die Messung des Leuchtdichteverhaltens an Graustufen sollen erste Erkenntnisse hinsichtlich der Reproduktion von Farbfeldern liefern. Werden Graustufenfelder in der Leuchtdichte verfälscht abgetastet und wiedergegeben, so besteht die Möglichkeit, dass sich dieses Verhalten gleichermaßen auf alle Farbfelder auswirken könnte.

Die folgenden Textpassagen auf der nächsten Seite beziehen sich auf Messwerte und Diagramme. Die Darstellung der restlichen sieben Diagramme finden sich in Anhang 6.1.

Aesculap:

Leuchtdichteverhalten

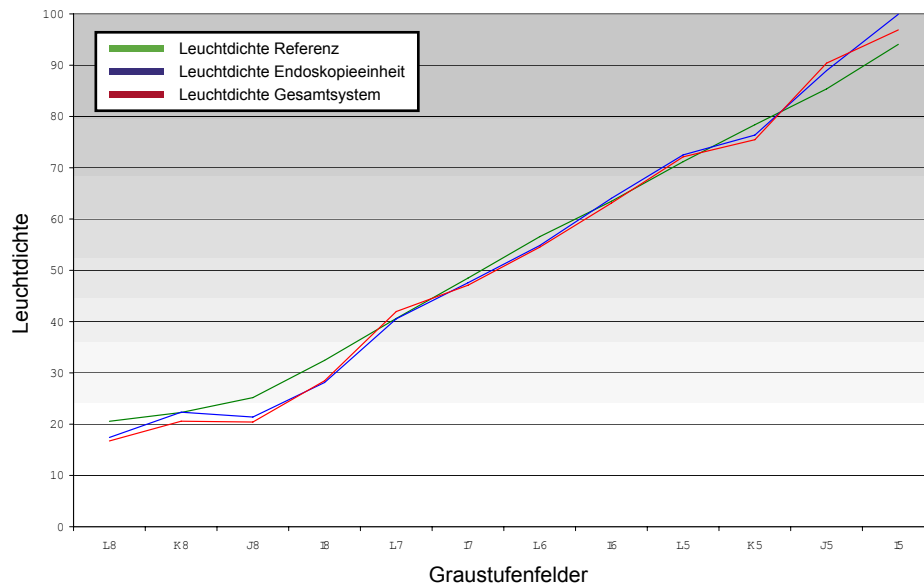


Abbildung 3.1:

Darstellung des Leuchtdichteverhaltens für Kamera und Gesamtsystem

Die Kennlinie der Endoskopieeinheit befindet sich besonders in Bereichen mittlerer Leuchtdichte zwischen 40 und 75 cd/m^2 sehr nah der Referenzkennlinie. In niedrigen und hohen Bereichen kommt es zu geringen Abweichungen. Niedrige Leuchtdichten zwischen 20 und 40 cd/m^2 werden sowohl von der Kamera als auch von Gesamtsystem dunkler dargestellt. Sehr hohe Leuchtdichten werden leicht überhellt. Zwischen Endoskopieeinheit und Gesamtsystem sind sehr geringe Differenzen sichtbar.

Smith&Nephew: (siehe Seite 100)

Das Leuchtdichteverhalten der Kamera befindet sich mit leichten Schwankungen nah der Referenz. Im Mittel ist eine leichte Abweichung unterhalb der Referenzkennlinie zu erkennen. Geringfügig größere Abweichungen sind für niedrige Leuchtdichten zwischen 23 und 35 cd/m^2 und für hohe Leuchtdichten im Bereich 70 – 80 cd/m^2 zu notieren. Mittlere Leuchtdichten werden nah der Referenz reproduziert. Die Kennlinie des Gesamtsystems ähnelt der Kamerakennlinie im Verlauf, sie wird aber nah oberhalb der Referenz dargestellt. Die Anhebung der Gesamtsystemkennlinie bewegt sich um ca. 5-10 cd/m^2 . Damit liegt die Referenz oberhalb der Kamera- und unterhalb der Gesamtsystemkennlinie.

Wolf 3CCD: (siehe Seite 101)

In Leuchtdichtebereichen zwischen 15 und 30 cd/m² befinden sich Kamera- und Gesamtsystemkennlinie unterhalb der Referenz. Im weiteren Verlauf liegt die Kamerakennlinie deutlich näher der Referenz, als das Gesamtsystem. Die Wiedergabe auf dem LC-Display liegt ca. 10 cd/m² oberhalb der Referenz und Kamerakennlinie. Die Bildwiedergabe erfolgt mit diesem Modell auf dem LCD mit überhöhter Leuchtdichte.

Wolf OnTip: (siehe Seite 101)

Ein nahezu identisches Verhalten zeigt diese Kamera des gleichen Herstellers. Auch hier werden mittlere Leuchtdichten von der Endoskopieeinheit nah der Referenz abgetastet. In Verbindung mit dem LCD ist eine Verstärkung um knapp 10 cd/m² festzustellen. Diese Verstärkung wird ab einer Leuchtdichte von etwa 40 cd/m² sichtbar.

Wolf 1CCD: (siehe Seite 102)

Die Reproduktion der Leuchtdichte durch die Endoskopieeinheit erfolgt im unteren Bereich bis ca. 30 cd/m² mit leichten Schwankungen nah der Referenz. Mittlere und hohe Leuchtdichten erfahren eine starke Abweichung oberhalb der Referenz. Schwankungen sind deutlich sichtbar. Eine zusätzliche Überhöhung kommt in Verbindung mit dem LC-Display zustande. Ab Leuchtdichten oberhalb von 65 cd/m² wird die Wiedergabe auf dem LCD deutlich überhöht dargestellt. Abweichungen bewegen sich um ca. 25%.

Storz: (siehe Seite 102)

Die Kennlinie der Endoskopieeinheit bewegt sich nah unterhalb der Referenz. Ein gegensätzliches Verhalten zeigt die Kennlinie des Gesamtsystems, die sich nah oberhalb der Referenz wieder finden lässt. Die Überhöhung der Leuchtdichte durch das Display bewegt sich in niedrigen Leuchtdichten bei ca. 5 und für hohe bei ca. 10 cd/m². Beide Kennlinien unterliegen sehr geringen Schwankungen.

Pentax: (siehe Seite 103)

Die Kennlinie dieser Endoskopieeinheit bewegt sich sehr nah der Referenz. Geringe Abweichungen oberhalb der Referenz sind bei niedrigen Leuchtdichten bis ca. 40 cd/m² sichtbar. Die Darstellung auf dem LC-Display erfolgt mit verstärkter Leuchtdichte um den Faktor von ca. 10%. Somit befindet sich die Kennlinie des Gesamtsystems oberhalb der Referenz. Beide Kennlinien weisen keine Schwankungen auf.

Fujinon: (siehe Seite 103)

Abgesehen von sehr hohen Leuchtdichten bewegen sich die Kennlinie der Endoskopieeinheit und des Gesamtsystems sehr nah an den Referenzwerten. Besonders deutlich wird dies im mittleren Leuchtdichtebereich. Sehr geringe Abweichungen finden sich in niedrigen Leuchtdichtebereichen zwischen 20 und 30 cd/m^2 . Sehr hohe Leuchtdichten werden durch die Kamera überhöht reproduziert, jedoch maximal mit 10 cd/m^2 Verstärkung. Dies wirkt sich auf die Darstellung des LC-Displays aus. Dort erfolgt die Wiedergabe ebenfalls überhöht, jedoch mit einer geringeren Verstärkung.

Im Mittel aller acht untersuchten Gesamtsysteme ist eine überhöhte Darstellung der Leuchtdichte auf dem LC-Display für 6 Kombinationen ermittelt worden. Die Wiedergabeeigenschaften der Graustufen des LC-Displays können sich auf Farbfelder auswirken.

3.2 Messtechnische Ergebnisse des Gesamtsystems

Die Messergebnisse dieses Teils beziehen sich auf Farbabweichungen von den Referenzfarbwerten des Testcharts durch die Endoskopieeinheit in Verbindung mit dem LC-Display „LMD-2140MD“. Beide Komponenten tragen in ihrem Maße zu einer veränderten Farbdarstellung bei.

Die Testvorlage „ColorChecker DC“ der Firma „Gretag-MacBeth GmbH“ dient als Referenz. Die Abbildung 2.15 zeigt das Testchart und alle für die Bewertung verwendeten Messfelder. Rot durchkreuzte Messfelder werden nicht verwendet. Somit ist die Anzahl der Messfelder auf 154 begrenzt.

Die Farbvalenzen werden mit dem Messgerät „Color Analyzer CA-210“ der Firma „Konica-Minolta Europe GmbH“ erfasst. Die Weiterverarbeitung der Farbvalenzen erfolgt in „Microsoft Excel“.

Das Verhalten jeder der acht Endoskopieeinheiten in Bezug auf das LC-Display „LMD-2140MD“ erhält eine eigene Excel-Datei. Die Datei enthält 18 Mappen mit unterschiedlichen Funktionen.

Die folgenden Erläuterungen erklären die Funktion der einzelnen Mappen näher.

Erläuterungen zu den Excel-Dateien und den Funktionen der Mappen

Dateiname: SYS_Evaluation_Herstellername_FI.xls

Excel-Dateien mit diesem Dateinamen beziehen sich auf die Farbabweichungen des Gesamtsystems (SYS), das heißt durch die Kamera und das LC-Display.

1. Chromatic Adaptation XYZ

Colorconversion XYZ /Lab (D50) - XYZ /Lab (D65)						
Bradford XYZ (D50) to XYZ (D65) Matrice						
			0,955556	-0,028302	0,012305	
			-0,023049	1,009944	-0,020494	
			0,063197	0,021018	1,330084	
Sektion (D50)				Sektion (D65)		
Datensatz ColorCheckerDC				Datensatz ColorCheckerDC		
Farb Werte in D50				Farb Werte in D65		
Patch	X	Y	Z	X	Y	Z
A1	74,79	77,56	64,46	73,75	77,57	85,07
A2	3,08	3,19	2,77	3,04	3,19	3,66
A3	18,98	19,71	16,53	18,73	19,72	21,82

Innerhalb dieser Mappe werden die Referenzfarbwerte des Testcharts „Color-Checker DC“ einer Weißpunkttransformation unterzogen. Diese Farbwerte liegen als XYZ Normfarbwerte vor und beziehen sich auf die Lichtart D50 und den 2° Normalbeobachter. Sie können als Farbwerte der Eingabeseite verstanden werden, die durch Kamera und Display verfälscht werden.

Transformiert werden die Referenzfarbwerte von der Lichtart D50 in die Lichtart D65. Beide Lichtarten sind Normlichtarten. Die Transformation erfolgt über eine 3x3 Matrix mit Umrechnungswerten nach Bradford, die zurzeit dem aktuellen Standard entspricht. Alle Farbwerte sind nach den Farbfeldern des Testcharts in der Spalte Patch sortiert. Die Weißpunkttransformation gewährleistet die Vergleichbarkeit der Ein- und Ausgabefarbwerte. Dafür müssen beide Seiten dem gleichen Standard entsprechen. Dieser Standard ist die Lichtart D65.

2. CA-210 XYZ Protokoll

Messdatenprotokoll CA-210 ColorAnalyzer am LMD-2140MD				Reference White		6500°K
				X	Y	Z
Hersteller: AESCULAP				160,9	169,6	183,7
Typ: DAVID 3				94,87	100,00	108,31
Modell: PV430 + PE889A (10mm Labraskop, 0°)						
Prozessor: DAVID 3						
Lichtquelle: AXEL 180W Xenon						
PATCH	X	Y	Z			
A1	85,79	87,62	98,05			
A2	2,06	2,21	2,23			
A3	20,17	20,84	24,17			

Alle Farbwerte, die durch die Messung am LC-Display mit dem „Color Analyzer CA-210“ gewonnen wurden, werden in dieser Mappe abgelegt. Diese Farbwerte sind als Ausgabefarbwerte zu sehen, die aus den Referenzfarbwerten und der Verfälschung durch Kamera und Display resultieren. Die Kamera nimmt ein Farbfeld auf und stellt es auf dem LCD dar. Das vom Display emittierte Licht wird über das Messgerät einer Farbvalenz zugeordnet. Die Farbwerte sind als XYZ Normfarbwerte für die Lichtart D65 und den 2° Normalbeobachter hinterlegt.

3. CC_DC XYZ – Lab (XrYrZr) / CA-210 XYZ – Lab (XrYrZr)

Farbwertkonversion: XYZ Primärvalenzen (2°; D65) – Lab (Xr,Yr,Zr-LMD)									
Hersteller:		AESCU LAP					Reference White		6500°K
Typ:		DAVID 3					Xr	Yr	Zr
Modell:		EV430 + PE889A (10mm Labraskop, 0°)					160,9	169,6	183,7
Prozessor:		DAVID 3							
Lichtquelle:		AXEL 180W Xenon					94,870283	100	108,313679
GretagMacBeth ColorCheckerDC XYZ in D65									
GretagMacBeth ColorCheckerDC Lab LMD-2140MD XrYrZr									
Patch	X	Y	Z	fx	fy	fz	L	a	b
A1	73,75	77,57	85,07	0,91949195	0,91881926	0,92263011	90,58	0,34	-0,76
A2	3,04	3,19	3,66	0,31778642	0,31724096	0,32320261	20,80	0,27	-1,19
A3	18,73	19,72	21,82	0,58225222	0,58202475	0,58617858	51,51	0,11	-0,83

Diese zwei Mappen basieren auf den Mappen 1 und 2. Der Name „CC_DC XYZ – Lab (XrYrZr)“ steht für die Referenzfarbwerte des „ColorChecker DC“ und die Transformation von den Normfarbwerten XYZ zu CIE-Lab Farbwerten. Analog dazu geschieht die Transformation der Messwerte des „Color Analyzers“ in der Mappe „CA-210 XYZ – Lab (XrYrZr)“. Transformiert wird unter der Zunahme einer Weißreferenz des LC-Displays. CIE-Lab dient der Berechnung des Farbabstandes Delta E zweier Farben. Von CIE-Lab kann direkt in den LCH-Farbraum umgerechnet werden. Eine Transformation von Normfarbwerten XYZ in LCH ist nur über den Zwischenschritt via CIE-Lab möglich. Eine Transformationsgleichung zur direkten Umrechnung von XYZ nach LCH existiert nicht.

4. Lab – LCH Conversion

"ColorCheckerDC " Lab/LCH - "Kameramodell" Lab/LCH													
Hersteller:		AESCU LAP					Transformation						
Typ:		DAVID 3					L=		L				
Modell:		PV430 + PE889A (0mm Labraskop, 0°)					H=		$\sqrt[3]{\frac{a^2+b^2}{0,5}}$				
Prozessor:		DAVID 3					C=		$\arctan(\frac{b}{a})$				
Lichtquelle:		AXEL 180W Xenon					H<0°+360°/H>=360° - 360°						
INPUT COLOR VALUES							OUTPUT COLOR VALUES						
Datensatz ColorCheckerDC							Datensatz des MINOLTA CA-210						
Farb Werte in Lab / LCH							Farb Werte in Lab / LCH						
Patch	L	a	b	L	C	H	L	a	b	L	C	H	Delta E
A1	90,58	0,34	-0,76	90,58	0,83	293,81	95,00	5,06	-2,10	95,00	5,48	337,51	6,6
A2	20,80	0,27	-1,19	20,80	1,22	282,88	16,56	-0,90	1,28	16,56	1,56	124,94	5,0
A3	51,51	0,11	-0,83	51,51	0,84	277,80	52,78	1,94	-2,73	52,78	3,35	305,47	2,9

Die Umrechnung der Farbwerte aus dem CIE-Lab Standard in den Farbraum LCh geschieht in dieser Mappe. Dies ist eine erste Gegenüberstellung von Referenzfarbwerten der Eingabeseite („ColorChecker DC“) und gemessenen Farbwerten der Ausgabeseite („Color Analyzer“). In der rechten Spalte ist der Farbabstand Delta E für alle Felder angezeigt. Der LCh Farbraum liefert die Basis für alle graphischen Auswertungen der Messergebnisse. Wegen der guten Veranschaulichung und Trennung einer Farbvalenz in die Eigenschaften nach Helligkeit (L), Farbsättigung (C) und Farbbunton (h) bietet sich dieser Farbraum an. Wesentlich unübersichtlicher wäre eine graphische Darstellung des CIE-Lab Raumes oder der Normfarbwerte, die keine eindeutige Zuordnung nach den drei genannten Kriterien erlaubt.

5. Diagramm Daten (R) / Diagramm Daten (S)

Differenz und Delta E für "ColorCheckerDC" Lab/LCH - "LMD-2140MD" Lab/LCH								
	Hersteller:		AESCU LAP					
	Typ:		DAVID 3					
	Modell:		PV430 + PE889A (10mm Labraskop, 0°)					
	Prozessor:		DAVID 3					
	Lichtquelle:		AXEL 180W Xenon					
	INPUT		OUTPUT				INPUT	
	CC DC		CA210				CC DC	
Patch	L	L	Patch	C	C	Patch	H	H
S8	2,62	17,73	S8	0,05	1,72	F11	0,45	8,76
O12	20,53	16,73	I5	0,22	3,67	J2	2,50	3,18
L8	20,57	16,73	J5	0,32	3,65	I2	3,70	1,17

Beide Mappen mussten auf Grund der Sortierfunktionen innerhalb Excel erstellt werden. Die graphische Darstellung durch Diagramme erfordert diesen Schritt. Die Trennung nach Luminanz, Farbsättigung und Buntton zwischen Ein- und Ausgabe-seite erlaubt eine Gegenüberstellung. Das Kürzel (R) steht für eine reguläre Reihenfolge nach Farbfeldern (A1, A2, usw.). In der Mappe mit dem Kürzel (S) werden die Werte der Größe nach aufsteigend sortiert. Das Auswahlkriterium ist die Spalte der Referenzfarbwerte (INPUT). Der Bezug zu den Ausgabewerten bleibt erhalten.

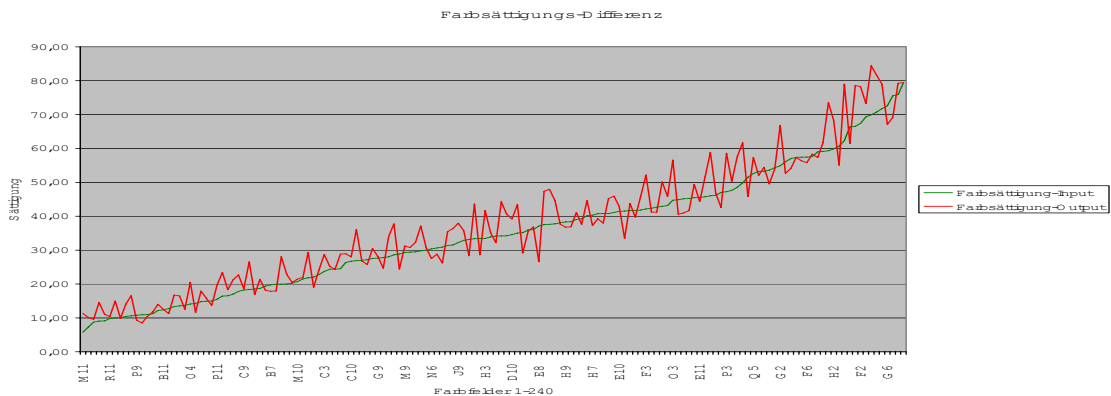
6. Luminanz / Chroma / Hue

Diese Diagramme beziehen sich auf die Mappe „Diagramm Daten (S)“. Die Graphen zeigen die Werte in aufsteigender Reihenfolge. Auf der X-Achse sind die Farbfelder abgelegt. Die Y-Achse enthält die Werte der Farbvalenzen in deren Einheit. Die Luminanz wird in Candela/m², die Sättigung in rechtwinkligen Abstand zur Luminanzachse dimensionslos und der Buntton in Grad angegeben. Alle Farbfelder des Testcharts werden einbezogen. Damit sind auch Graustufenfelder in der Umrandung und Mitte des Charts gemeint. Leichte Farbstiche in diesen farbneutralen Felder führen im Diagramm „Hue“ zu starken Abweichungen.

7. Color Only (R)/ Color Only (S)

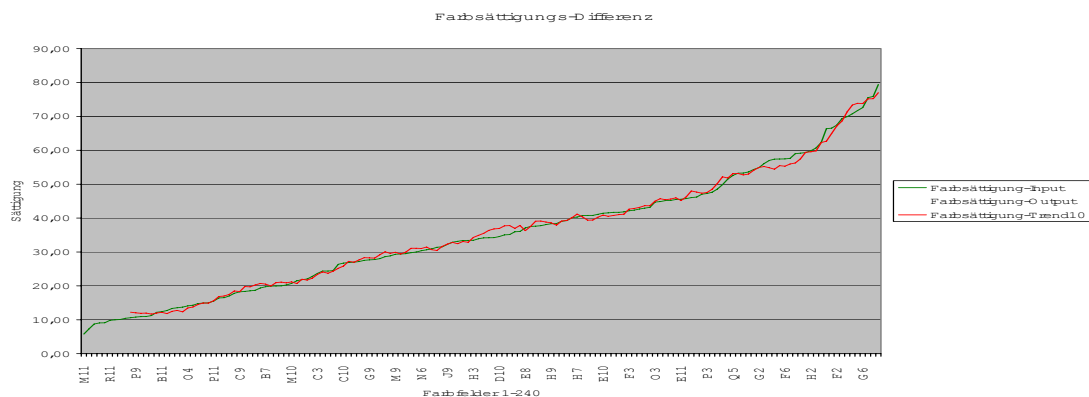
Alle Graustufenfelder des Testcharts sind in diesen Mappen ausgeblendet. Damit sind alle Randfelder und die Felder in der Mitte des Charts gemeint. Zusätzlich werden alle Farbfelder mit dem Anfangsbuchstaben S entfernt. Diese Felder sind wegen ihrer glänzenden Beschichtung und resultierenden Reflexionen problematisch. Sie liefern keine eindeutigen Messwerte. Die Bedeutungen der eingeklammerten Kürzel entsprechen denen in Punkt 5.

8. Luminanz (CO) / Chroma (CO) / Hue (CO)



Die Graphen dieser Mappen beziehen sich auf die Mappe „Color Only (S)“. Sie zeigen die Referenzfarbwerte und Messwerte des „Color Analyzers“ der farbigen Felder ohne die Zunahme aller Graustufenfelder und den Feldern S1-S12.

9. Luminanz (CO-REGR) / Chroma (CO-REGR) / Hue (CO-REGR)



Diese Diagramme beziehen sich ebenfalls auf die Mappe „Color Only (S)“. Da alle Messwerte einer Standardabweichung unterliegen wird in den Mappen mit der Bezeichnung (CO-REGR) das Rauschen der Messwerte durch Regression gemindert. Die Darstellung der Referenzwerte unterliegt diesem Rauschen nicht und bleibt unverändert. Alle Messwerte des Farbortmessgerätes CA-210 werden durch eine Trendlinie dargestellt. Es wird mit einem gleitenden Durchschnitt gearbeitet. Für den Graphen der Luminanz wird über 4 Perioden gemittelt. Der Graph der Farbsättigung wird über 10 Perioden und der Buntton über 3 Perioden errechnet. Das geringe Messrauschen der Parameter Luminanz und Buntton kann über 3-4 Perioden kompensiert werden. Die höhere Standardabweichung in der Farbsättigung erfordert die Errechnung eines gleitenden Durchschnitts über 10 Perioden, um den Verlauf der Kennlinie eindeutig zu beschreiben. Die Anzahl der Perioden (4 / 10 / 3) ist für alle untersuchten Modelle und Kennlinien identisch. Die Messwerte werden in diesen Mappen ausgeblendet.

3.2.1 Farbabweichung des Gesamtsystems

Die Bestimmung einer Farbabweichung kann grundsätzlich nur für eine einzelne Farbe respektive Farbvalenz erfolgen. Aus der Basis von 154 gemessenen Farbfelder ist dies in Textform nur begrenzt möglich. Genau Messwerte finden sich in den Excel-Dateien wieder. Eine übergreifende Bestimmung unterliegt der Interpretation der Graphen aus den Messwerten. Die folgende Tabelle soll einen Überblick über alle acht Hersteller geben, der durch kurze Textpassagen ergänzt wird.

Hinweis zur Auswertung:

Zur Bestimmung der Größenordnung der Farbabweichungen erfolgt eine Abstufung in 4 Schritten. Dabei entsprechen Abweichungen in Prozent:

- Abweichungen 0% - 5% : sehr nah / nah
- Abweichungen 5% - 10% : nah oberhalb / nah unterhalb
- Abweichungen 10% - 15% : oberhalb / unterhalb
- Abweichungen > 15% : weit oberhalb / weit unterhalb

Information zu farbigen Markierungen in der Tabelle:

GESAMTSYSTEM

Farbliche Markierungen der Abweichungen für das Gesamtsystem beziehen sich ausschließlich auf die Abweichungen des Gesamtsystems von den Referenzfarbwerten



Geringe Abweichungen:
Sehr nah bis nah an den Referenzwerten



Mittlere Abweichungen:
Mittlere Abweichungen nah ober- und unterhalb ohne Schwankungen



Starke Abweichungen:
Starke Abweichungen weit ober- und unterhalb mit Schwankungen

GESAMTSYSTEM

Hersteller	Leuchtdichte	Farbsättigung	Farbbuntton	Fazit
Aesculap AG & CO. KG	Gesamt: sehr nah Niedrige L: nah unterhalb Mittlere L: sehr nah Hohe L: sehr nah	Gesamt: sehr nah Schwache C: sehr nah Mittlere C: sehr nah Starke C: sehr nah	Gesamt: sehr nah ROT: sehr nah GELB: nah BLAU: sehr nah	Sehr nah an der Referenz / sehr leichte Abw. im Bunt- ton von Orange-Rot über Gelb bis Grün
Smith&Nephew Europe GmbH	Gesamt: nah Niedrige L: sehr nah Mittlere L: nah oberhalb Hohe L: nah oberhalb	Gesamt: weit unterhalb Schwache C: nah unterhalb Mittlere C: weit unterhalb Starke C: weit unterhalb	Gesamt: sehr nah ROT: nah unterhalb GELB: sehr nah BLAU: sehr nah	Wachsende Abw. unterhalb der Referenz mit steigen- der Sättigung / sehr nah im Buntton
Richard Wolf GmbH (3 CCD)	Gesamt: oberhalb Niedrige L: nah unterhalb Mittlere L: weit oberhalb Hohe L: oberhalb	Gesamt: nah unterhalb Schwache C: nah unterhalb Mittlere C: schwankend Starke C: unterhalb	Gesamt: sehr nah ROT: nah unterhalb GELB: sehr nah BLAU: sehr nah	Leuchtdichte oberhalb / Sättigung leicht schwan- kend / sehr nah im Buntton (Ausnahme Orange-Gelb)
Richard Wolf GmbH (OnTip)	Gesamt: oberhalb Niedrige L: nah unterhalb Mittlere L: weit oberhalb Hohe L: oberhalb	Gesamt: nah Schwache C: sehr nah Mittlere C: nah oberhalb Starke C: nah oberhalb	Gesamt: sehr nah ROT: sehr nah GELB: sehr nah BLAU: nah unterhalb	Leuchtdichte oberhalb / Mit steig. Sättigung nah ober- halb / nah im Buntton mit Ausnahme von Grün
Richard Wolf GmbH (1 CCD)	Gesamt: weit oberhalb Niedrige L: nah unterhalb Mittlere L: weit oberhalb Hohe L: weit oberhalb	Gesamt: nah Schwache C: sehr nah Mittlere C: nah oberhalb Starke C: nah oberhalb	Gesamt: nah unterhalb ROT: nah unterhalb GELB: sehr nah BLAU: nah unterhalb	Leuchtdichte weit oberhalb / nah in der Sättigung / nah im Buntton (Ausnahme Orange-Gelb / Grün)
Karl Storz GmbH & CO. KG	Gesamt: nah oberhalb Niedrige L: nah oberhalb Mittlere L: oberhalb Hohe L: nah oberhalb	Gesamt: schwankend Schwache C: nah Mittlere C: schwankend Starke C: schwankend	Gesamt: schwankend ROT: nah GELB: nah unterhalb BLAU: schwankend	Leuchtdichte oberhalb / Viele Schwankungen in der Sättigung / Schwankungen im Buntton (Orange / Cyan)
Pentax Europe GmbH	Gesamt: oberhalb Niedrige L: oberhalb Mittlere L: oberhalb Hohe L: oberhalb	Gesamt: weit unterhalb Schwache C: unterhalb Mittlere C: weit unterhalb Starke C: weit unterhalb	Gesamt: nah ROT: sehr nah GELB: sehr nah BLAU: nah unterhalb	Mit steig. Sättigung weit un- terhalb der Referenz / nah bis sehr nah im Buntton mit Ausnahme von Cyan / Blau
Fujinon Europe GmbH	Gesamt: sehr nah Niedrige L: nah Mittlere L: sehr nah Hohe L: sehr nah	Gesamt: unterhalb Schwache C: nah unterhalb Mittlere C: unterhalb Starke C: weit unterhalb	Gesamt: nah ROT: nah GELB: sehr nah BLAU: nah oberhalb	Leuchtdichte sehr nah an Referenz / Mit steig. Sät- tigung unterhalb / nah am Buntton (Ausnahme Cyan)

Aesculap: (siehe Seite 82)

Diese Endoskopieeinheit liegt in allen drei Bereichen der Leuchtdichte (L), der Sättigung (C) und dem Buntton (H) sehr nahe an der Referenz.

Leichte Abweichungen im niedrigen Leuchtdichtebereich zwischen 20 – 30 cd/m² sind festzustellen. Dort liegt die Ausgabe am LC-Display nah unterhalb der Referenz. In der Bunttonwiedergabe liegt sie bei reinen Rottönen sehr nah an den Referenzfarbwerten. Farben mit orange-roten, orangenen, gelben und grünen Buntton liegen unterhalb der Referenz. Solche Farbvalenzen werden in geringem Ausmaß verfälscht wiedergegeben. Über den gesamten Sättigungsbereich hinweg ergeben sich sehr geringe Abweichungen.

Smith&Nephew: (siehe Seite 83)

Endoskopieeinheit Nummer 2 unterliegt in der Leuchtdichte einer leicht überhöhten Ausgabe am Display. Abgesehen von niedrigen Leuchtdichten um 30 – 40 cd/m² erfolgt die Ausgabe über den mittleren und hohen Leuchtdichtebereich mit einer Anhebung von ca. 5 cd/m². Dieses Verhalten ist linear und über den genannten Bereich konstant sichtbar. Starke Abweichungen sind in der Farbsättigung zu erkennen. Diese Abweichungen steigen proportional zur Farbsättigung an. Bei Farben geringer Sättigung erfolgt die Ausgabe auf dem LCD nah unterhalb der Referenz. Mit steigender Sättigung nimmt der Abstand zur Referenz weiter zu und die Ausgabe liegt deutlich unterhalb der Referenz. Sehr stark gesättigte Farben werden stark entsättigt wiedergegeben. Im Wiedergabeverhalten des Bunttons sind kaum Abweichungen zu erkennen.

Wolf 3 CCD: (siehe Seite 84)

Die Leuchtdichte wird durch die Kameraeinheit Nummer 3 weit oberhalb der Referenzwerte wiedergegeben. Besonders mittlere und hohe Leuchtdichten werden um ca. 10 cd/m² angehoben. Das Wiedergabeverhalten bezüglich der Farbsättigung unterliegt Schwankungen. Farben mit schwacher und mittlerer Sättigung haben geringe Abweichungen nah der Referenzwerte. Mit zunehmender Farbsättigung vergrößert sich der Abstand und die Ausgabe liegt unterhalb der Referenz. Die Abtastung des Farbbunttons erfolgt mit hoher Genauigkeit nah der Referenzwerte. Leichte Abweichungen gibt es in reinen Rottönen unterhalb der Referenz. Eine markante Verfälschung des Bunttons ist für orangene Farbfelder festzustellen.

Wolf OnTip: (siehe Seite 85)

In Bezug auf die Leuchtdichte liegt die Ausgabe weit oberhalb der Referenz. Dies macht sich bei niedriger Luminanz nicht so deutlich, wie bei mittlerer und hoher Luminanz bemerkbar. Die Ausgabe erfolgt mit einer Anhebung um ca. 12 cd/m^2 . Schwach und mittel-stark gesättigte Farben werden nah der Referenz wiedergegeben. Mit steigender Sättigung erfolgt die Ausgabe auf dem LC-Display leicht oberhalb der Referenzwerte. Farben werden gesättigter auf dem LCD dargestellt, als sie den Referenzwerten entsprechen. Für die Kennlinie des Gesamtsystems im Farbbunton sind Abweichungen bei Grüntönen und Grün-Blautönen sichtbar. Für den Großteil aller sonstigen Farbtöne befindet sich die Ausgabe des Buntons nah der Referenz.

Wolf 1CCD: (siehe Seite 86)

Das Wiedergabeverhalten bezüglich der Leuchtdichte entspricht nicht der Referenz. Die Ausgabe der Leuchtdichte wird mit der Endoskopieeinheit 4 mit einem Wert von ca. 20 cd/m^2 stark überschritten. Farben schwacher und mittlerer Farbsättigung werden sehr nah der Referenz wiedergegeben. Stark gesättigte Farben erfahren in der Ausgabe eine Anhebung und werden noch gesättigter dargestellt. Das Wiedergabeverhalten bezüglich des Buntons enthält Abweichungen in grünen und grün-blauen Farbtönen. Eine markante Abweichung findet sich bei orangenen und orange-gelben Farbtönen. Solche Bunttöne werden auf dem LC-Display nahezu auf Rot abgebildet.

Storz 1CCD: (siehe Seite 87)

In Verbindung mit Endoskopieeinheit Nummer 5 und dem LCD ergibt sich eine Überhöhung der Leuchtdichte im mittleren und oberen Bereich. Die Überhöhung bewegt sich im Bereich von ca. $5 - 10 \text{ cd/m}^2$. Der Verlauf der Kennlinie beinhaltet Schwankungen und folgt nicht den Abstufungen des Leuchtdichteverlaufes der Referenz. Das Wiedergabeverhalten der Farbsättigung unterliegt mehrfachen Schwankungen. Die Kennlinie des Gesamtsystems schwankt für Farben schwacher und mittlerer Sättigung in einem Intervall ober- und unterhalb der Referenzfarbwerte. Farben starker Sättigung erfahren Schwankung ausschließlich unterhalb der Referenz. Die Wiedergabe des Farbbuntons erfolgt ebenfalls mit Schwankungen. Reine Rottöne entziehen sich dieser Schwankung und werden nah der Referenz wiedergegeben. Farbtöne von Rot-Orange, Orange, Gelb bis Hellgrün entfernen sich unterhalb der Referenzwerte, während Farbtöne von Grün über Cyan bis Blau sich oberhalb der Referenz wieder finden. Violett und Magenta befindet sich letztlich unterhalb der Referenz.

Pentax: (siehe Seite 88)

Das Leuchtdichtewiedergabeverhalten dieser Einheit liegt oberhalb der Referenz. Dabei ist das Verhalten über den gesamten Leuchtdichtebereich hinweg konstant. Die Anhebung liegt bei ca. 13 cd/m². Bezüglich der Farbsättigung erfährt die Einheit eine ansteigende Abweichung unterhalb der Referenz. Der Abstand zur Referenz nimmt proportional zur Farbsättigung zu. Farben geringer Sättigung erfahren geringe Abweichungen, während Farben hoher Sättigung hohe Abweichungen verzeichnen. Dieses Verhalten weist keinen Schwankungen auf. Die Abtastung von Farben bezüglich des Bunttons erfolgen nah ober- und unterhalb der Referenz. Reine Rottöne werden sehr nah der Referenz wiedergegeben. Orange, gelb-orangene und gelbe Farbtöne liegen nah oberhalb und cyan-farbene / blaue Farben nah unterhalb der Referenz. Violett und Magenta werden sehr nah der Referenz wiedergegeben. Im Intervall der Grüntöne erfolgt die Ausgabe sehr nah an den Referenzfarbwerten.

Fujinon: (siehe Seite 89)

Die Ausgabe der Leuchtdichte erfolgt über den gesamten Bereich sehr nahe der Referenz. Innerhalb der Farbsättigung unterliegt diese Endoskopieeinheit in Bereichen hoher Sättigung einer ansteigenden Abweichung. Hier sind leichte Schwankungen unterhalb der Referenz sichtbar. Für Farben niedriger und mittlerer Farbsättigung erfolgt die Ausgabe nah unterhalb der Referenz ohne Schwankungen. Die Erkennung des Farbbunttons erfolgt nahe den Referenzwerten. Bei Farbtönen zwischen Grün, Cyan und Blau liegt die Ausgabe nah oberhalb der Farbreferenzwerte. Orangene Farbtöne werden verstärkt rötlich dargestellt.

3.3 Messtechnische Ergebnisse der Endoskope

Die Messergebnisse dieses Teils beziehen sich auf Farbabweichungen von den Referenzfarbwerten des Testcharts durch die Endoskopieeinheit. Wiedergabeeigenschaften des LC-Displays „LMD-2140MD“ haben keinen Einfluss auf die Messergebnisse.

Die Testvorlage „ColorChecker DC“ dient auch hier als Referenz unter der Zunahme der gleichen Farbfelder.

Die Erfassung und Verarbeitung der Farbwerte erfolgt in „Microsoft Excel“ und jede der acht Endoskopieeinheiten erhält eine eigene Excel-Datei. Diese Datei enthält 15 Mappen mit unterschiedlichen Funktionen.

Die folgenden Erläuterungen erklären die Funktion der einzelnen Mappen näher.

Erläuterungen zu den Excel-Dateien und den Funktionen der Mappen

Dateiname: CAM_Evaluation_Hersteller_FI.xls

Excel-Dateien mit diesem Dateinamen beziehen sich auf die Farbabweichungen des Videoendoskops (CAM).

Damit sind ausschließlich Abweichungen durch die Kamera gemeint.

1. PS-PlugIn (Lab 255 – Lab CIE)

In dieser Mappe werden die Messwerte des Photoshop PlugIns eingegeben.

Die Ausgabe dieses PlugIns entspricht nicht dem normierten CIE-Lab Standard.

Es handelt sich um Farbwerte zwischen 0 und 255 auf der Basis eines 24 Bit tiefen TIFF-Bildes mit 8 Bit pro Kanal. Eine standardkonforme Umrechnung dieser Werte in den CIE-Lab Standard ist für die Weiterverarbeitung der Lab-Farbwerte erforderlich.

Die Funktionen aller weiteren Mappen finden sich in den Erläuterungen zu den Excel-Dateien mit den Dateinamen „SYS_Evaluation_Hersteller_FI.xls“.

3.3.1 Farbabweichung der Endoskope

Die Farbabweichungen der Endoskopieeinheiten sind nicht mit den Abweichungen für das Gesamtsystem identisch. Die Bildreproduktionseigenschaften der Endoskope können separat von Verfälschungen durch die Ausgabe am LC-Display gesehen werden. Dennoch kann das Verhalten der Kombination unter bestimmten Gesichtspunkten eine bessere Bildwiedergabe liefern, als die Kamera es theoretisch separat tun würde. Beispielsweise kann die Wiedergabe der Farbsättigung für das Gesamtsystem näher an der Referenz liegen, indem das LC-Display durch Verstärkung des Sättigungsgrades die Gesamtsystem-Kennlinie den Referenzwerten näher bringt.

Auf diesem Hintergrund werden die Graphen der Farbabweichungen der Endoskopieeinheiten mit den Graphen des Gesamtsystems in ein Diagramm zusammengelegt. Dies kann Rückschlüsse über das Verhalten der Kamera als Teil eines Gesamtsystems liefern. Die daraus resultierenden Anpassungen der Kamera-kennlinie bezüglich Leuchtdichte, Farbsättigung und Buntton an ein Bildwiedergabegerät in Form des LC-Displays „LMD-2140MD“ kann an beiden Graphen abgelesen werden.

Die folgende Tabelle und Textpassagen stellen einen Überblick über alle acht Modelle dar.

Information zu farbigen Markierungen in der Tabelle:

ENDOSKOPIEEINHEITEN

Farbliche Markierungen der Abweichungen für die Endoskopieeinheit beziehen sich ausschließlich auf die Abweichungen der Endoskopieeinheiten von den Referenzfarbwerten.



Geringe Abweichungen:
Sehr nah bis nah an den Referenzwerten



Mittlere Abweichungen:
Nah ober- und unterhalb der Referenzwerte ohne Schwankungen



Starke Abweichungen:
Weit ober- und unterhalb der Referenzwerte mit Schwankungen

ENDOSKOPIEEINHEIT

Hersteller	Leuchtdichte	Farbsättigung	Farbbuntton	Fazit
Aesculap AG & CO. KG	Gesamt: sehr nah Niedrige L: nah unterhalb Mittlere L: sehr nah Hohe L: sehr nah	Gesamt: sehr nah Schwache C: sehr nah Mittlere C: sehr nah Starke C: sehr nah	Gesamt: sehr nah ROT: sehr nah GELB: sehr nah BLAU: sehr nah	Sehr nah an der Referenz / deutlich näher im Buntton von Orange-Rot über Gelb bis Grün als mit LCD
Smith&Nephew Europe GmbH	Gesamt: nah unterhalb Niedrige L: nah unterhalb Mittlere L: nah unterhalb Hohe L: nah unterhalb	Gesamt: weit unterhalb Schwache C: nah unterhalb Mittlere C: unterhalb Starke C: weit unterhalb	Gesamt: sehr nah ROT: sehr nah GELB: sehr nah BLAU: sehr nah	Leuchtdichte / Sättigung unterhalb Referenz. Im Buntton leichte Änderungen bei Orange-Gelb
Richard Wolf GmbH (3 CCD)	Gesamt: nah oberhalb Niedrige L: unterhalb Mittlere L: nah oberhalb Hohe L: nah oberhalb	Gesamt: schwankend Schwache C: nah unterhalb Mittlere C: schwankend Starke C: weit unterhalb	Gesamt: sehr nah ROT: sehr nah GELB: sehr nah BLAU: sehr nah	Leuchtdichte deutlich näher der Referenz/ Sättigung unterhalb schwankend / Sehr nah im Buntton
Richard Wolf GmbH (OnTip)	Gesamt: nah oberhalb Niedrige L: unterhalb Mittlere L: nah oberhalb Hohe L: nah oberhalb	Gesamt: nah Schwache C: sehr nah Mittlere C: sehr nah Starke C: schwankend	Gesamt: nah ROT: nah oberhalb GELB: sehr nah BLAU: nah	Leuchtdichte weniger oberhalb / näher in der Sättigung / etwas größere Abw. im Buntton für Grün
Richard Wolf GmbH (1 CCD)	Gesamt: oberhalb Niedrige L: nah unterhalb Mittlere L: weit oberhalb Hohe L: oberhalb	Gesamt: sehr nah Schwache C: sehr nah Mittlere C: nah Starke C: sehr nah	Gesamt: nah unterhalb ROT: nah GELB: sehr nah BLAU: nah	Leuchtdichte ähnlich / nah in der Sättigung / nah im Buntton (Ausnahme Orange-Gelb und Grün)
Karl Storz GmbH & CO. KG	Gesamt: nah unterhalb Niedrige L: nah unterhalb Mittlere L: nah unterhalb Hohe L: nah unterhalb	Gesamt: schwankend Schwache C: nah Mittlere C: schwankend Starke C: schwankend	Gesamt: schwankend ROT: sehr nah GELB: nah unterhalb BLAU: weit oberhalb	Leuchtdichte näher der Referenz / Viele Schwankungen in der Sättigung und im Buntton / nah in Rottönen
Pentax Europe GmbH	Gesamt: nah Niedrige L: nah oberhalb Mittlere L: nah Hohe L: nah unterhalb	Gesamt: weit unterhalb Schwache C: unterhalb Mittlere C: weit unterhalb Starke C: weit unterhalb	Gesamt: nah ROT: oberhalb GELB: sehr nah BLAU: nah unterhalb	Näher in Luminanz / ferner der Referenz im Buntton in Bereichen von Rot und Cyan bis Grün
Fujinon Europe GmbH	Gesamt: sehr nah Niedrige L: sehr nah Mittlere L: sehr nah Hohe L: nah oberhalb	Gesamt: unterhalb Schwache C: nah unterhalb Mittlere C: unterhalb Starke C: weit unterhalb	Gesamt: nah ROT: nah oberhalb GELB: sehr nah BLAU: nah oberhalb	Geringfügig näher in Sättigung an der Referenz / Rot und Cyan bis Grün näher der Referenz

Aesculap: (siehe Seite 91)

Das Verhalten der Kamera in Bezug auf die Leuchtdichte und die Farbsättigung ist den Referenzwerten sehr nahe. In diesen Bereichen ist das Verhalten der Endoskopieeinheit stabil und linear. Es folgt den Kennlinien des Gesamtsystems. Eine Verbesserung der Kamerakennlinie gegenüber der des Gesamtsystems findet sich in den Graphen des Farbbuntones. Für Farbtöne von reinem Rot, über Orange bis Gelb tastet die Kamera den Buntton näher an den Referenzwerten ab, als er in Verbindung mit dem LCD wiedergegeben wird. In anderen Bunttönen folgt sie den Farbwerten des Gesamtsystems.

Smith&Nephew: (siehe Seite 92)

Die Wandlung der Leuchtdichte durch die Kamera wird nah unterhalb der Referenzleuchtdichte abgebildet. Hier sind keine klaren Verbesserungen gegenüber der Kennlinie des Gesamtsystems sichtbar. Die Erfassung des Farbbuntons erfolgt sehr nahe der Referenz. Geringe Abweichungen sind für Rot-Orange sichtbar. Schwach gesättigte Farben werden nah unterhalb der Referenzwerte dargestellt, während Farben mittlerer und starker Sättigung im Vergleich zum Gesamtsystem einer geringfügig größeren Abweichung nach unten unterliegen. In Verbindung mit dem untersuchten LCD fallen die Abweichungen der Farbsättigung gegenüber der Endoskopieeinheit geringer aus.

Wolf 3CCD: (siehe Seite 93)

Abweichungen der Leuchtdichte befinden sich bei geringen Leuchtdichten unterhalb und in allen anderen Bereichen nah bis nah oberhalb der Referenz. Im Vergleich zum Verhalten des Gesamtsystems wird die Leuchtdichte durch die Kamera näher der Referenz erfasst. Der Farbbuntton wird über alle Farben sehr nah der Referenz reproduziert. Eine geringe Abweichung ist für blaue, violette und magentafarbene Farbtöne zu verzeichnen. Die Farbsättigung wird durch die Kamera mit Schwankungen aufgenommen. Dies macht sich bei geringer Sättigung kaum bemerkbar. Mit zunehmender Sättigung nehmen die Schwankungen zu und bewegen sich dabei zum Teil weit unterhalb der Referenzfarbwerte. Das Verhalten entspricht dem des Gesamtsystems, wobei die Kennlinie der Kamera knapp unterhalb der des Gesamtsystems liegt.

Wolf OnTip: (siehe Seite 94)

Auch hier befindet sich der Graph der Leuchtdichte nah bis nah oberhalb der Referenz. Im Bereich der mittleren Leuchtdichte sind die Abweichungen am größten. Im Vergleich zum Gesamtsystem bewegt sich die Kennlinie der Endoskopieeinheit näher der Referenz (mit Ausnahme von sehr niedrigen Leuchtdichten). Die Abtastung des Farbbuntons erfolgt nah der Referenz für rote bis hellgrüne Farben. Die Ausgabe von Farben wie Grün, Blau und Violett befindet sich unterhalb der Referenz und folgt so dem Verlauf des Gesamtsystems. Im Bereich der Farbsättigung arbeitet die Kamera nah der Referenz. Das gilt besonders für Farben schwacher und mittlerer Sättigung. Leichte Schwankungen in der Reproduktion der Farbsättigung sind für starke Sättigungen zu verzeichnen. Die Kennlinie der Endoskopieeinheit befindet sich trotz dieser Schwankungen näher der Referenz, als die Kennlinie des Gesamtsystems.

Wolf 1CCD: (siehe Seite 95)

Das Verhalten bezüglich der Leuchtdichte entspricht dem des Gesamtsystems. Abgesehen von sehr niedrigen und sehr hohen Leuchtdichten sind die Abweichungen über den gesamten mittleren Bereich weit oberhalb der Referenz. Es ist keine signifikante Verbesserung der Kamerakennlinie gegenüber der des Gesamtsystems erkennbar. Der Farbbunton wird von reinem Rot über gelb-orange bis grün nah der Referenz abgetastet. Im Mittel bewegt sich die Kamera für diese Farben näher der Referenz. Für Farben in Bereichen von Grün bis Cyan befindet sich der Graph nah unterhalb der Referenzwerte. Hier sind Abweichungen erkennbar. Die Aufnahme der Farbsättigung entspricht für schwache Sättigungen der Referenz. Im Verlauf bewegt sich der Graph nah um die Kennlinie der Referenz. Prinzipiell erfolgt die Abtastung der Farbsättigung mit höherer Genauigkeit als die Wiedergabe auf dem LC-Display.

Storz 1 CCD: (siehe Seite 96)

Die Leuchtdichte wird im mittleren Bereich nah bis nah unterhalb der Referenz aufgezeichnet. Ähnliches gilt für niedrige und hohe Leuchtdichten. Die Kennlinie der Kamera entspricht der Referenz eher als die Ausgabe auf dem LC-Display. Die Erfassung des Buntons unterliegt starken Schwankungen. Rottöne werden sehr nah der Referenz aufgezeichnet, während orangene und gelbe Farben Abweichungen nach unten und Farben wie Cyan bis Blau Abweichungen oberhalb der Referenz verzeichnen. Es sind keine Annäherungen an die Referenz gegenüber der Kennlinie des Gesamtsystems erkennbar. Mehrere Schwankungen existieren für die Abtastung der Farbsättigung. Der Verlauf des Graphen der Endoskopie-

einheit folgt dem des Gesamtsystems. Für stark gesättigte Farben befindet sich der Kameragraph unterhalb der Referenz und Gesamtkennlinie.

Pentax: (siehe Seite 97)

Die Reproduktion der Leuchtdichte durch die Endoskopieeinheit befindet sich nah der Referenz. Im Vergleich zum Verhalten des Gesamtsystems ist eine signifikante Annäherung an den Graphen der Referenzwerte zu erkennen. Die Abtastung des Bunntons ist für Rottöne nah oberhalb der Referenz und verzeichnet größere Abweichungen von Referenzwert als die Kennlinie des Gesamtsystems. Alle Farben im grünen Bereich werden nah unterhalb der Referenz erfasst. Blaue, violette Farben und Cyan werden unterhalb der Referenz abgetastet. Das Verhalten der Kamera ähnelt dem des Gesamtsystems. Die Farbsättigung wird von schwach bis stark gesättigten Farben unterhalb der Referenz erfasst. Unter Zunahme des Graphen des Gesamtsystems befindet sich der Graph der Kamera knapp unterhalb des Gesamtsystems.

Fujinon: (siehe Seite 98)

Das Leuchtdichteverhalten entspricht der Referenz. Für hohe Leuchtdichten ist eine leichte Abweichung oberhalb der Referenz feststellbar. Die Kennlinie des Farbbunntons folgt für Rottöne und Orangetöne der Referenz nah oberhalb und verzeichnet eine geringfügig größere Abweichung von Referenzwert als das Gesamtsystem. Gegenteiliges gilt für Farben wie Grün, Cyan / Blau und deren Mischfarben, die geringere Abweichungen als das Gesamtsystem verzeichnen. Hinsichtlich der Farbsättigung folgt der Graph dieser Endoskopieeinheit der Kennlinie des Gesamtsystems sehr genau. In Bereichen hoher Sättigung sind nur geringfügige Verbesserungen gegenüber dem Gesamtsystem zu beobachten. Die Ausgabe auf dem LC-Display erfolgt mit steigender Sättigung minimal näher an den Referenzfarbwerten.

3.4 Farbraum der Endoskope

Eine farbtreue Farbreproduktion durch eine Endoskopieeinheit und ein LC-Display kann durch den Einsatz von ICC Profilen erfolgen. ICC Profile sind Dateien mit der Endung *.icc oder *.icm, die die Farbwiedergabeeigenschaften eines Ein- oder Ausgabegerätes beschreiben. Innerhalb der Diplomarbeit wurden für alle acht Endoskopieeinheiten je ein ICC Profil erzeugt. Im Folgenden finden sich Abbildungen der Profile. Die Visualisierung einer *.icc Datei kann unter der Internetseite <http://www.iccview.de> erfolgen. Dort besteht die Möglichkeit des Datei-Uploads und einer dreidimensionalen graphischen Darstellung des Profiles. Zuvor muss ein zum genutzten Internet-Browser kompatibler PlugIn installiert werden (siehe beiliegende CD). Weitere Informationen finden sich auf der Homepage. Mit Hilfe des PlugIns kann dieser dreidimensionale Raum respektive ICC Profil gedreht und untersucht werden. Trotz einer Visualisierung sollen Textpassagen die Merkmale der einzelnen Farbräume erklären.

Grundsätzlich sei an dieser Stelle gesagt, dass die Aussage „Ein großer Farbraum ist ein guter Farbraum“ nicht ganz richtig ist. Die Behauptung, ein Gerät mit großem Farbraum habe eine signifikant bessere Farbreproduktion als ein Gerät mit einem kleinen Farbraum, ist hinreichend, aber nicht ausreichend. Die Visualisierung eines Profiles nutzt die Position vieler Stützstellen in Form von Messpunkten im dreidimensionalen Koordinatensystem. Für alle Profile ist die gleiche Anzahl an Messpunkten verwendet worden, was die Vergleichbarkeit gewährleistet. Die Anzahl dieser Messpunkte respektive Stützpunkte ist äquivalent zu der Anzahl der untersuchten Farbfelder des Testcharts. Für den „ColorChecker DC“ sind es 237 Farbfelder.

Für einen kleinen Farbraum sind bei gleicher Anzahl der Stützstellen die Abstände zwischen diesen Stützstellen verhältnismäßig kleiner als für einen großen Farbraum. Unter der Nutzung einer ColorManagement Umgebung muss für große Farbräume eine stärkere und daher ungenauere Interpolation zwischen den Stützstellen geleistet werden. Interpolationen innerhalb kleiner Farbräume erzielen eine höhere Genauigkeit. Die Qualität der Farbreproduktion einer Endoskopiekamera ist nicht allein mit der Größe des Farbraums gleichzusetzen.

In Verbindung mit dem Farbraum des LC-Displays „LMD-2140MD“ können Aussagen über das Zusammenspiel beider Komponenten getroffen werden, die im Folgenden kurz erläutert werden. Dabei lässt sich ein eindeutiger Bezug zu den Kamerakennlinien hinsichtlich des Farbbuntons aus den Kapiteln 3.1.1 und 3.2.1 herstellen. In allen Abbildungen sind die Farbräume mit farbiger Oberfläche den Endoskopieeinheiten zugehörig. Das Gitternetz symbolisiert den Farbraum des „LMD-2140MD“.

Aesculap:

Diese 3 Chip Endoskopieeinheit besitzt einen kleinen Farbraum mit einer homogenen Form. Es sind keine starken Ausreißer in bestimmte Farbbunttöne sichtbar. Im Zusammenspiel passt sich der Kamerafarbraum für Farbtöne von Grün bis Blau gut an den Farbraum des LC-Displays an. Dies gilt nicht für gesättigte Gelb- und Orangetöne. In diesen Bereichen überragt der Kamerafarbraum den des Displays geringfügig. Dort kommt es in der Reproduktion von Farben für das Gesamtsystem zu Verfälschungen. Dies findet sich in der Auswertung des Gesamtsystems anhand der Graphen wieder. Eine Abweichung speziell innerhalb der Bunttöne von Gelb über Orange ist dort feststellbar. Alle Farben der Kamera, welche sich innerhalb des LC-Display Farbraums befinden werden über das Gesamtsystem hinweg gesehen nah der Referenz wiedergegeben.

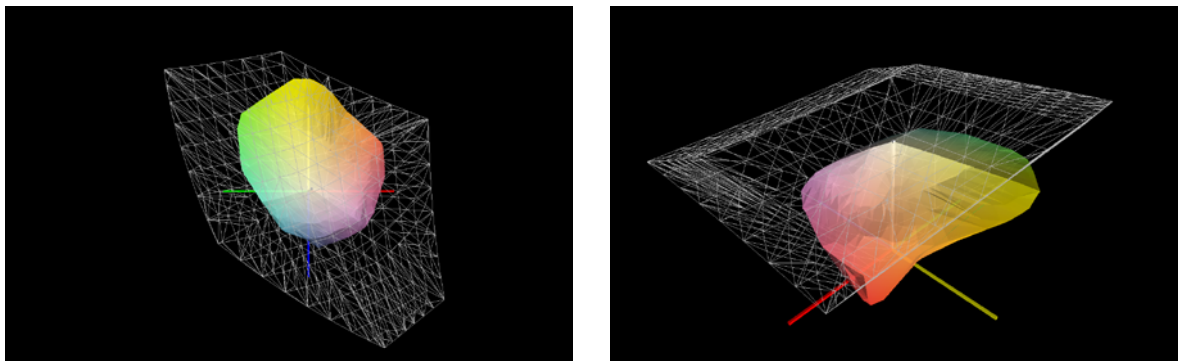


Abbildung 3.2: Aesculap

Darstellung zweier Farbräume

Gitternetz entspricht dem LCD, farbiger Raum der Endoskopiekamera

Links: Ansicht von oben / Rechts: Ansicht von der Seite

Smith&Nephew:

Der Farbraum dieser Kamera ist groß. Er überschreitet die Grenzen des Display Farbraums bei Farbtönen wie Gelb, Orange und teilweise Rot über den gesamten Leuchtdichtebereich. Äquivalent dazu sind Abweichungen nah unterhalb der Referenzwerte anhand der Graphen für das Gesamtsystem sichtbar. Dies gilt im gleichen Maße für Blautöne, wo geringe Abweichungen vom Referenzwert sichtbar werden. Alle anderen Farben verzeichnen sehr geringe Abweichung bezüglich des Bunttons innerhalb des Gesamtsystems.

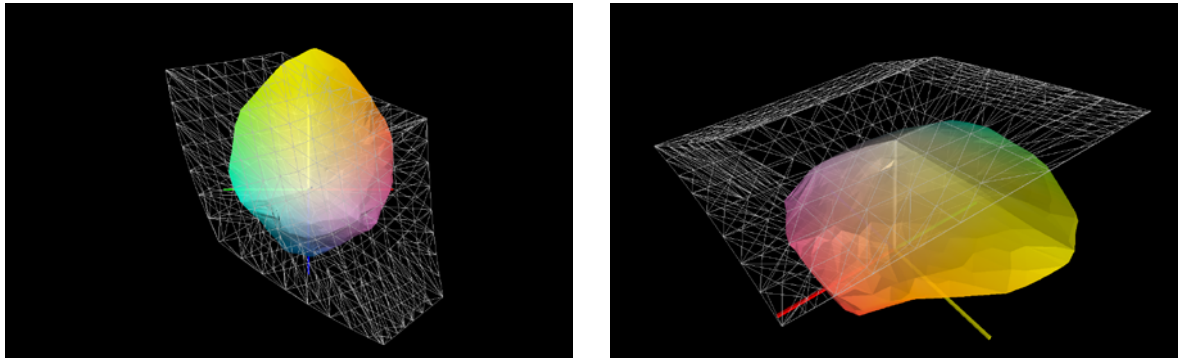


Abbildung 3.3: Smith&Nephew

Darstellung zweier Farbräume

Gitternetz entspricht dem LCD, farbiger Raum der Endoskopiekamera

Links: Ansicht von oben / Rechts: Ansicht von der Seite

Wolf 3CCD:

Die 3 Chip-Kamera verfügt über einen sehr großen Farbraum. Farbtöne wie Gelb, Orange, Grün, Grün-blau und Blau befinden sich außerhalb des gerätespezifischen Farbraums des LC-Displays. Interessanterweise ist die Reproduktion vieler dieser Farbtöne innerhalb des Gesamtsystems sehr nah der Referenz, obwohl große Farbanteile sich außerhalb des Display-Farbraums befinden. Bei Rottönen und insbesondere orangenen Tönen trifft dies nicht zu und die Anzeige auf dem Display unterliegt einer Verfälschung. Im Vergleich liegt die Kamerakennlinie bei solchen Bunttönen den Referenzwerten näher als das Gesamtsystem.

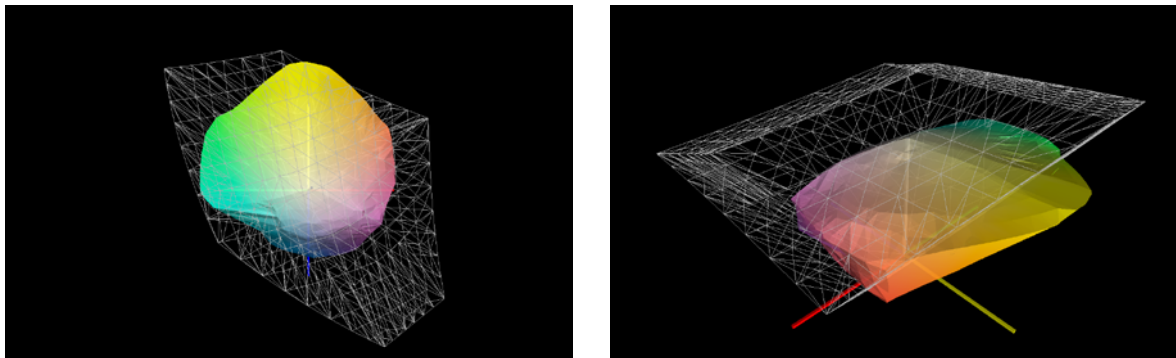


Abbildung 3.4: Wolf 3 CCD

Darstellung zweier Farbräume

Gitternetz entspricht dem LCD, farbiger Raum der Endoskopiekamera

Links: Ansicht von oben / Rechts: Ansicht von der Seite

Wolf OnTip:

Der Farbraum dieser 1 Chipkamera stellt sich kompakt dar. Gelb- und Orangetöne überschreiten den Farbraum des Displays ebenso, wie geringe Anteile an Rot, Grün- und Blautönen. Daraus resultieren teilweise starke Abweichungen für das Gesamtsystem in Bereichen von Blau-grün über Cyan bis Blau, wie der Verlauf des Graphen zu der Referenz verdeutlicht. Gelbtöne werden entgegen jeder Vermutung sehr nah der Referenz wiedergegeben und unterliegen keinen groben Verfälschungen.

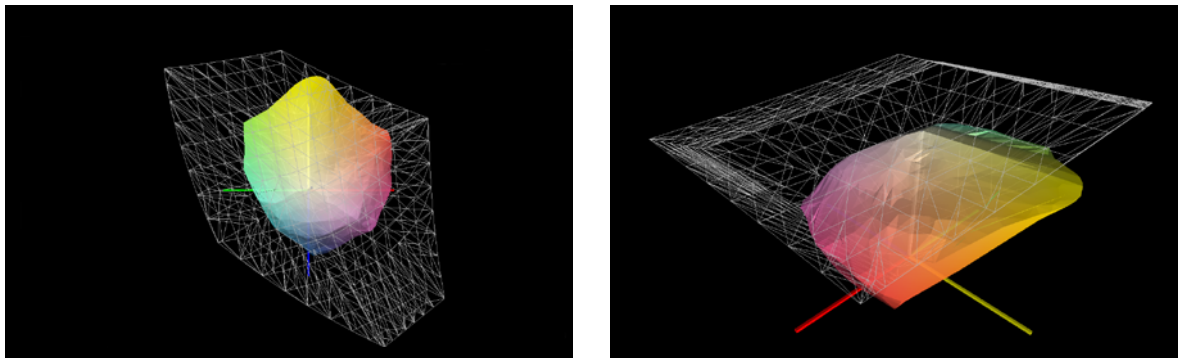


Abbildung 3.5: Wolf OnTip

Darstellung zweier Farbräume

Gitternetz entspricht dem LCD, farbiger Raum der Endoskopiekamera

Links: Ansicht von oben / Rechts: Ansicht von der Seite

Wolf 1 CCD:

Wie im Kapitel 3.1.1 beschrieben ergeben sich Abweichung für das Gesamtsystem anhand der Graphen besonders für Farbtöne wie Rot-orange, Orange, Gelborange sowie für Blau-grün und Cyan. Alle diese Farbbunttöne befinden sich außerhalb des LCD Farbraumes und werden aus diesem Grund vom LC-Display verfälscht wiedergegeben. Grundsätzlich ist der Kamerafarbraum jedoch kompakt und wird zum Großteil von LCD Farbraum umschlossen.

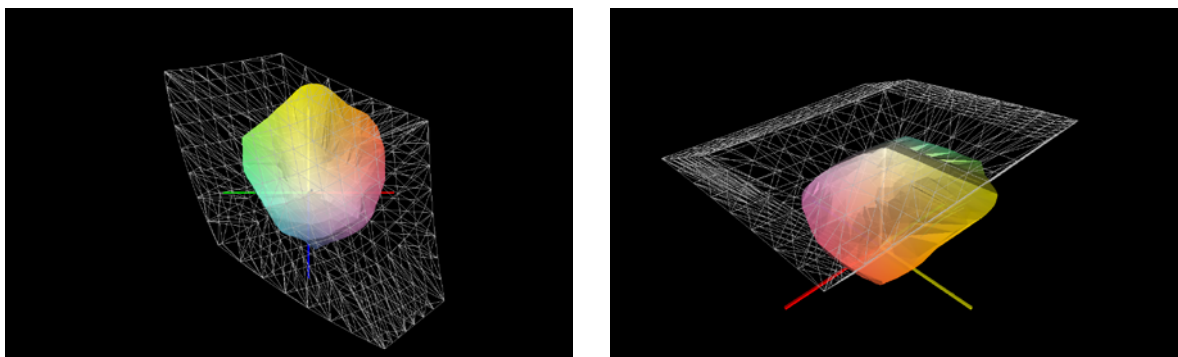


Abbildung 3.6: Wolf 1 CCD

Darstellung zweier Farbräume

Gitternetz entspricht dem LCD, farbiger Raum der Endoskopiekamera

Links: Ansicht von oben / Rechts: Ansicht von der Seite

Storz 1CCD:

Der Gerätefarbraum dieser Kamera ist groß und nicht kompakt. Es existieren starke Ausprägungen in Farbtönen von Grün bis Cyan und Magenta. Gelb und Orange überschreitet die Grenzen des LCD Farbraums ebenso. Anhand der Kennlinie des Gesamtsystems wird deutlich, dass eine Vielzahl dieser genannten Bunttöne teilweise starke Abweichungen von den Referenzfarbwerten erfahren. Dies zeigt sich deutlich für Bunttöne um Gelb und Cyan respektive Blaugrün bis Blau. Rottöne liegen trotz Überhang nah der Referenzkennlinie.

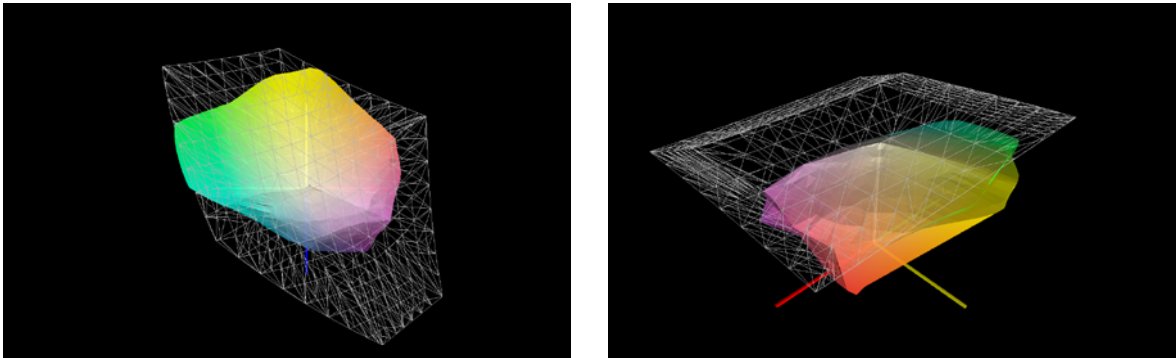


Abbildung 3.7: Storz 1 CCD

Darstellung zweier Farbräume

Gitternetz entspricht dem LCD, farbiger Raum der Endoskopiekamera

Links: Ansicht von oben / Rechts: Ansicht von der Seite

Pentax:

Prinzipiell handelt es sich bei dieser Endoskopiekamera um einen großen und unhomogenen Farbraum. Die Farbtöne von Blau bis Cyan und Magenta gehen über den Farbraum des Displays hinaus. Die Kennlinie für das Gesamtsystem bestätigt, dass in diesen Farbnuancen Abweichungen zustande kommen. Das gilt im gleichen Maße für Gelbtöne. Obwohl auch viele Rottöne geringfügig über den LCD-Farbraum hinausragen wirkt sich das nicht negativ auf die Wiedergabeeigenschaften des Gesamtsystems aus.

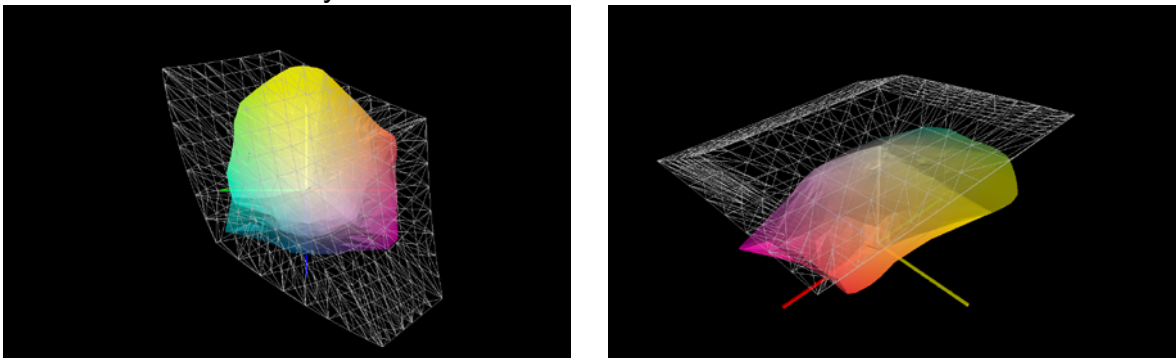


Abbildung 3.8: Pentax - Flex.

Darstellung zweier Farbräume

Gitternetz entspricht dem LCD, farbiger Raum der Endoskopiekamera

Links: Ansicht von oben / Rechts: Ansicht von der Seite

Fujinon:

Der Farbraum dieser flexiblen Einheit ist groß. Er geht an vielen Stellen über den des LC-Displays hinaus. Besonders Bunttöne wie sehr gesättigtes Gelb, Cyan und Anteile weniger gesättigtem Rot und Orange überlappen die Struktur des Gitternetzes des LCD teilweise deutlich. Unter Zunahme des Graphen der Farbabweichung für das Gesamtsystem sind Abweichung besonders um den Bereich der Farbe Cyan und Gelb-grün festzustellen. Die signifikante Überschreitung innerhalb des Gelbbereiches wirkt sich nicht negativ auf die Farbreproduktion des Gesamtsystems aus. Die Abweichungen des Graphen zur Referenz sind gering. Da diese Kamera in Rotbereichen den Farbraum des LCD überlappt existieren dort Abweichungen gegenüber der Referenz hinsichtlich der Farbwiedergabe des Gesamtsystems.

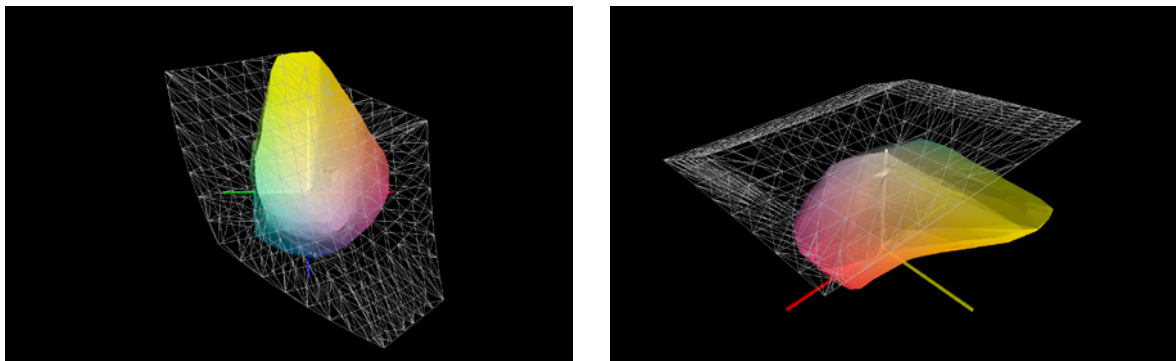


Abbildung 3.9: Fujinon - Flex.

Darstellung zweier Farbräume

Gitternetz entspricht dem LCD, farbiger Raum der Endoskopiekamera

Links: Ansicht von oben / Rechts: Ansicht von der Seite

4 Zusammenfassung und Diskussion

4.1 Bewertungen der Ergebnisse

Die Messergebnisse hinsichtlich der Farbreproduktion von Endoskopieeinheiten und LC-Display haben deutliche Unterschiede zwischen den acht untersuchten Systemen aufgezeigt. Die Trennung der Untersuchungen bezüglich der Farbabweichungen in Eigenschaften des Gesamtsystems und denen der Endoskopieeinheiten in separater Form hat eine hohe Korrelation zwischen beiden Teilen gezeigt. Das verdeutlichen die Darstellungen der drei Graphen der Referenzfarbwerte, der gemessenen Farbwerte des Gesamtsystems und die der Endoskopieeinheiten. Die wiedergegebene Bildqualität des LC-Displays hängt direkt mit der Reproduktionsqualität der verwendeten Endoskopieeinheit zusammen.

Durch die graphische Darstellung der Kennlinien wird klar, dass eine signifikante Farbwertverfälschung durch die Endoskopieeinheit nicht in Verbindung mit dem LCD kompensiert werden kann. Tastet eine Kamera Farbfelder grundsätzlich entsättigt ab, so wirkt sich das zwangsläufig auf die Bildwiedergabe auf dem LCD aus. Dort wird das Bild entsättigt vom Display wiedergegeben. Beispiele für ein solches Verhalten sind die Kennlinie der Farbsättigung für die Endoskopieeinheiten der Firmen Smith&Nephew, Pentax und Fujinon.

Anhand der Kennlinie des Leuchtdichteverhalten wird hingegen deutlich, dass die Bildqualität durch das Display moduliert wird. Die Messergebnisse zeigen, dass die Ausgabe auf dem LCD bei vielen Kombinationen mit überhöhter Leuchtdichte erfolgt. Der Leuchtdichtepegel der Endoskopieeinheiten bewegt sich für fünf der acht Modelle deutlich näher an der Referenz, als die Kennlinie des Gesamtsystems. Eine leichte Verstärkung der Farbsättigung durch das LC-Display zeigen die Kennlinien der Sättigung. Besonders deutlich wird dieses Verhalten bei Eingangssignalen geringer Farbsättigung sichtbar.

4.2 Problematik der Farbtreue

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurde innerhalb der Untersuchungen des Gesamtsystems ausschließlich das Verhalten einer Endoskopieeinheit in Verbindung mit einem LC-Display analysiert. In diesem Fall handelt es sich um den „LMD-2140MD“. Die Problematik einer unterschiedlich empfundenen Farbwiedergabe findet ihren Ursprung im Wandel der Technologien der Bildwiedergabegeräte.

Für Gesamtsysteme mit Abweichungen in der Leuchtdichte und der Farbsättigung können Empfehlungen zu Einstellungen am LCD gegeben werden. Sollte eine Endoskopieeinheit in Verbindung mit dem LCD einen deutlich überhöhten Leuchtdichtepegel besitzen, so kann die Helligkeit im Menu des LCD reduziert werden. Bei sechs der acht untersuchten Gesamtsysteme würde eine Reduzierung der Leuchtdichte eine Darstellung näher der Referenz liefern.

Hinsichtlich der Farbsättigung bietet das Display nur Einstellungsmöglichkeiten für Eingangssignale wie FBAS, Y/C. Wird das Display über RGB-Komponenten Signale gespeist, steht die Variationsmöglichkeit der Farbsättigung im Menu nicht zur Verfügung. Für den Anschluss via VGA Adapter [siehe 5.3.32] (entspricht RGB-Komponenten) ist dies sinnvoll, da fehlerhafte Einstellungen der Farbsättigung über den Treiber der Grafikkarte korrigiert werden können. Endoskopieeinheiten werden jedoch über vier BNC-Verbindungen für Rot, Grün, Blau und Synchronimpuls an den LCD angeschlossen. Einstellungen über einen Grafikkartentreiber sind für Benutzer nicht zugänglich. Die Verfügbarkeit einer Menuoption zur Einstellung der Farbsättigung am BWG wäre vorteilhaft. Anhand der Kennlinien der Endoskopieeinheiten für das Verhalten der Farbsättigung würde in mindestens drei Fällen (Smith&Nephew, Pentax, Fujinon) eine Anhebung der Farbsättigung die Farbwerte am LCD den Referenzfarbwerten deutlich näher bringen.

Gemäß den Kennlinien des Farbbuntones sind die Gesamtsysteme mit verhältnismäßig geringen Abweichungen im Vergleich zum Leuchtdichte- und Farbsättigungsverhalten behaftet. Der Rückschluss, dass demnach der Grad der Farbtreue relativ hoch sein müsste, ist prinzipiell nicht richtig. Eine Farbvalenz setzt sich aus den drei Parametern Leuchtdichte, Sättigung und Buntton zusammen. Der Farbeindruck zweier Farben mit exakt gleichem Buntton aber unterschiedlichen Leuchtdichten und Sättigungen kann sehr verschieden sein. Dennoch ist eine referenznahe Abtastung und Wiedergabe des Farbbuntones gerade in der Medizin sehr wichtig. Selbst geringe Abweichungen im Buntton führen schnell zu Farbstichen und veränderten Farbeindrücken. Dies kann sich negativ auf die Diagnose eines Arztes auf der Grundlage des wiedergegebenen Bildes auswirken. Anpassungsmöglichkeiten finden sich im folgenden Kapitel 4.3.

4.3 Optimierungsmöglichkeiten im Farbraum

In den meisten Fällen haben die Untersuchungen gezeigt, dass sich das Verhalten des Gesamtsystems hinsichtlich des Farbbuntones relativ referenznah darstellt. Sehr große Abweichungen haben starke Auswirkungen auf die wiedergegeben Farbwerte und die Bildqualität insgesamt. Optimierungsmöglichkeiten des Farbbuntones sind auf konventionelle Weise, ähnlicher der Anpassung der Leuchtdichte, nicht möglich. Ein Menüpunkt im LCD ist nicht vorhanden und würde vermutlich nicht zu einer signifikanten Verbesserung beitragen. Denn die Veränderung des Farbbuntones würde sich global auf alle wiedergegebenen Farben auswirken. In der Konsequenz würden auch korrekt abgetastete und wiedergegebene Farben dieser Transformation unterzogen und nachträglich mit fehlerhaften Abweichungen verändert. Beispielsweise sind Farben wie Orange und Cyan in vielen Fällen mit Abweichungen im Buntton behaftet, während Gelbe und Grüne Farben oft sehr nah der Referenz abgetastet und wiedergegeben werden. Korrigiert man die Abweichungen für Orange über einen Menüpunkt „Farbbuntton“, so wirkt sich dies auch auf Gelb und alle anderen Farben aus. Diese Methodik ist nicht sinnvoll. Nach eigenen Angaben arbeiten Experten der Firma „Richard Wolf“ an veränderten Einstellungen des „LMD-2140MD“. Sie verfolgen das Ziel einer optimierten Bildqualität, indem sie für verschiedene Endoskopieeinheiten Einstellungen ermitteln. Dazu wird das verborgene Servicemenu des LCD aktiviert. Die Werte der RGB-Kanalverstärkung (RGB-GAIN / BIAS) werden verändert. Dies wirkt sich auf die Emissions-Charakteristik des LCD-Panels aus. Normalerweise werden durch RGB-GAIN Einstellungen fehlerhafte Farbtemperaturen korrigiert. Einstellungen unter diesem Menüpunkt verändern den Weißpunkt des Displays. Dies führt zu einer Transformation aller Farbwerte. Grundsätzlich ist eine solche Vorgehensweise nur unter Verwendung von Messgerät zu empfehlen. Ohne eine messtechnische Überprüfung des Weißpunktes kann es zu empfindlichen Farbstichen kommen.

Ein Lösungsansatz könnte nach dem Vorbild des Color Managements entstehen. Color Management bezeichnet Methoden, die mit Hilfe von ICC Profilen und Farbwerttransformationen eine möglichst farbtreue Wiedergabequalität errechnen. Dabei differenziert das System sehr genau, welche Farben farbtreu und welche verfälscht wiedergegeben beziehungsweise aufgezeichnet werden. Diese Eigenschaften werden messtechnisch zuvor ermittelt und in Form des ICC Profils gespeichert. Der Vorteil dieser Vorgehensweise liegt in der klaren Differenzierung von verfälschten und unverfälschten Farbwerten. Es existiert keine globale Transformation von Farbwerten mit einem konstanten Faktor, sondern eine sehr genaue Selektion und Verfahrensweise für jeden Farbwert individuell. Mit

Hilfe der Transformationseigenschaften von vier verschiedenen Rendering-Intents (siehe 5.2.12) können fehlerhaft abgetastete und wiedergegebene Farben korrigiert werden. Unterschieden werden die Rendering-Intents „Absolut farbmetrisch“, „Relativ farbmetrisch“, „Wahrnehmung / Perzeptiv“ und „Sättigung“. Besonders die Transformationen für „Wahrnehmung / Perzeptiv“ und „Sättigung“ sind für den Bereich der Endoskopie interessant. Im ersten Fall wird eine Farbtransformation durchgeführt, die den bestmöglichen Gesamteindruck der Bilddarstellung gewährleisten soll. Im zweiten Fall wird die Farbsättigung als Priorität behandelt. Wie die Messergebnisse gezeigt haben, sind in vielen Fällen Abweichungen in der Abtastung der Farbsättigung registriert worden. Möglicherweise werden diese durch die Nutzung des Rendering-Intents „Sättigung“ reduziert. Grundsätzlich bieten die Methoden des Color Managements die technischen Grundlagen für eine optimierte Bilddarstellung auch im Bereich der Medizintechnik. Endoskopieeinheiten und BWG könnten durch messtechnisch klar definierte Verfahren vermessen, profiliert und linearisiert werden. Sollte sich diese Vorgehensweise in der Zukunft durchsetzen, wären ständig veränderte und unzureichende Einstellungen an Endoskopieeinheiten und Bildwiedergabegeräten hinfällig.

4.4 Diskussion

Die Ergebnisse aller durchgeführten Messungen lassen sich wie folgt zusammenfassen. Da die graphische Darstellung der Messergebnisse im LCH-Farbraum erfolgt, kann das Aufnahme- und Wiedergabeverhalten von Endoskopieeinheiten und Bildwiedergabegerät in drei Kenngrößen zerlegt werden: Leuchtdichte, Farbsättigung und Farbbunton.

Die Messergebnisse hinsichtlich des Leuchtdichteverhaltens des Gesamtsystems haben gezeigt, dass die Bildwiedergabe auf dem LC-Display im Mittel aller acht untersuchten Gesamtsysteme mit überhöhter Leuchtdichte erfolgt. Die Aussage kann genauer differenziert werden, indem man ausschließlich für die Endoskopieeinheiten der Hersteller „Braun Aesculap“ und „Fujinon“ ein referenznahes Leuchtdichteverhalten im Gesamtsystem notiert. Neben der Endoskopieeinheit von „Smith&Nephew“, die eine verhältnismäßig geringe Anhebung im Leuchtdichteverhalten um ca. 5% zeigt, sind alle anderen untersuchten Gesamtsysteme mit deutlichen Abweichungen oberhalb der Referenzwerte behaftet. In einem Intervall von mindestens 5% bis maximal 20% kann für die Mehrzahl der Endoskopieeinheiten in Verbindung mit dem LCD eine Leuchtdichteverstärkung um einen Mittelwert von ca. 10% festgestellt werden. Die daraus resultierende Bildqualität kann auf diesem Hintergrund an Überstrahlungen, dem Ausbrennen zu heller Bildbereiche und Spitzlichtern leiden. In einer Gegenüberstellung von LCD und CRT wurden die BWG mit identischen Videosignalen gespeist. Sehr helle Bildpartien führten auf dem LCD früher zu Überstrahlungen als auf dem CRT. LC-Displays besitzen einen niedrigeren Schwellenwert und zeigen bei steigender Beleuchtungsstärke deutlichere Anzeichen von Überstrahlung als Röhrenmonitore. Verursacht wird dieses Verhalten durch die unterschiedlichen Technologien und Bildwiedergabeverfahren. Nach Meinung von praktizierenden Ärzten, die sowohl mit konventionellen Röhrenmonitoren wie dem „PVM-20L2MD“ und dem LCD „LMD-2140MD“ gearbeitet haben, fällt im direkten Vergleich das problematische Verhalten des LCD hinsichtlich der Überstrahlung auf. Die Wiedergabeeigenschaften von Röhrenmonitoren werden als „gutmütiger“ gegenüber LC-Displays bezeichnet.

In Hinblick auf den medizinischen Bereich der Endoskopie entstehen Spitzlichter auf Grund der hohen Beleuchtungsstärke durch die Lichtquelle und die teilweise hohen Reflexionsgrade der Instrumente besonders häufig. Eine unverfälschte Aufzeichnung und Wiedergabe der Leuchtdichte kann solchen Spitzlichtern schon im Voraus vorbeugen. Zieht man die Kennlinien der Endoskopieeinheiten ohne eine Wiedergabe auf dem LCD hinzu, wird klar, dass dieses Verhalten eher dem BWG in Form des „LMD-2140MD“ zugeschrieben werden muss. Bei acht untersuchten

Kameras befindet sich die Kennlinie der Leuchtdichte für fünf Modelle unterhalb der Kennlinie des Gesamtsystems und näher an der Referenz. Vermutlich sind die Endoskopieeinheiten hinsichtlich einer korrekten Wiedergabe der Leuchtdichte noch nicht optimal an die veränderte bzw. hellere Darstellung auf einem LC-Display im Vergleich zu Röhrenmonitoren angepasst.

Das Verhalten des Gesamtsystems hinsichtlich der wiedergegebenen Farbsättigung stellt sich mit unterschiedlichen Abweichungen zwischen den acht Endoskopieeinheiten komplexer dar. Von acht Modellen arbeiten nur die Einheit „Braun / Aesculap“, „Richard Wolf OnTip“ und „Richard Wolf 1CCD“ mit dem LCD nah bis sehr nah an den vom Testcharthersteller vorgegebenen Referenzwerten. Die Endoskopieeinheiten „Richard Wolf OnTip“ und „Richard Wolf 1CCD“ bewegen sich in Bereichen niedriger Sättigung sehr nah der Referenz, weichen aber mit steigender Sättigung geringfügig von der Referenz ab. Deutlich höhere Abweichungen zeigen die Einheiten der Hersteller „Smith&Nephew“, „Pentax“ und „Fujinon“. Die Kennlinie des Gesamtsystems für die Farbsättigung befindet sich fortlaufend unterhalb der Referenz. Der Abstand zur Referenzkennlinie nimmt proportional zur Steigerung der Sättigung zu. Wieder andere Einheiten, wie die „Richard Wolf 3CCD“ und „Storz Image1“, unterliegen Schwankungen in der Abtastung der Farbsättigung.

Die Untersuchungen bezüglich der Farbsättigung sind besonders im Zusammenhang mit den Kennlinien der Endoskopieeinheiten als separates Element interessant. Hier wird deutlich, dass die Bildwiedergabe auf dem LC-Display grundsätzlich mit geringfügig höherer Farbsättigung erfolgt. Dies zeigen die Kennlinien von sechs der acht untersuchten Gesamtsysteme. Die Kamerakennlinien liegen in weiten Bereichen der Farbsättigung knapp unterhalb des Graphen des Gesamtsystems. Einzige Ausnahme sind die Bereiche sehr geringer Sättigung, wo die Kennlinie des Gesamtsystems und der Endoskopieeinheiten zusammenfallen. Als Konsequenz würden diese Endoskopieeinheiten Farben ohne die Darstellung auf einem BWG theoretisch mit geringerer Sättigung wiedergeben. In Verbindung mit dem „LMD-2140MD“ werden die Farben durch das BWG mit höherer Sättigung dargestellt. Dieses Verhalten macht sich besonders in Bereichen niedriger Sättigung bemerkbar. Beispielsweise erfährt das Modell der Firma „Braun / Aesculap“ in Verbindung mit dem LCD keine so deutliche Verstärkung der Sättigung. Diese Endoskopieeinheit liegt mit hoher Sättigung nah der Referenz in einem Bereich, indem sich die Verstärkung der Farbsättigung durch das LC-Display nicht so deutlich zeigt.

Anhand der Messergebnisse der Farbsättigung kann festgehalten werden, dass die Reproduktion der Farbsättigung in Verbindung mit dem LC-Display bei Eingangssignalen geringer Farbsättigung leicht verstärkt erfolgt. Bei Kamerakennlinien, die der Referenz in der Farbsättigung nahe sind, fällt diese Verstärkung deutlich geringer aus. In wie fern Ärzte eine unverfälschte Reproduktion der Farbsättigung begrüßen bleibt fraglich. Gespräche haben gezeigt, dass Darstellungen mit hoher Sättigung als störend und unrealistisch empfunden werden. Messtechnisch ist dies an dieser Stelle widerlegt.

Das dritte Kriterium befasst sich mit dem Buntton. Die Abtastung und Wiedergabe des Bunttons kennzeichnet, mit welcher Genauigkeit ein Farbton reproduziert wird. Abweichungen kommen zustande, wenn beispielsweise Orange auf Rot oder Blau auf Cyan abgebildet werden. Solche Farbverfälschungen des Farbbunttons sind besonders problematisch, da der Farbton eines Organs, Blutgefäßes oder Geschwürs ausschlaggebend für eine Diagnose oder Behandlung ist. Die Messergebnisse haben gezeigt, dass von acht untersuchten Einheiten ein Modell in Verbindung mit dem LC-Display signifikante Abweichungen im Buntton erleidet. Die Darstellung der Kennlinie der Einheit „Storz Image1“ zeigt Schwankungen und größere Abweichungen von der Referenzkennlinie. Die 1 CCD Modelle „Richard Wolf OnTip“ und „Richard Wolf 1CCD“ zeigen deutliche Schwächen in der korrekten Erfassung von Grüntönen. Flexible Endoskope mit 1 Chip Technologie arbeiten ähnlich. An den Graphen wird deutlich, dass besonders Farbtöne zwischen Cyan und Grün größeren Abweichungen unterliegen. Auch Mischfarben aus Gelb und Rot sind von Verfälschungen betroffen. Alle anderen Endoskopieeinheiten stellen mit dem „LMD-2140MD“ einen annähernd stabilen und farbtreuen Buntton dar. Einheiten, die mit einem Kamerakopf und einem 3 CCD Chip arbeiten, zeigen im Vergleich zu 1 CCD Geräten geringere Abweichungen von der Referenz. Zu solchen zählen die Einheiten der Hersteller „Braun / Aesculap“, „Smith&Nephew“ und „Richard Wolf 3CCD“. Sowohl die Kennlinien des Gesamtsystems als auch die der Kameraeinheit liegen nahezu auf der Referenz. Der Grund ist eine hohe Genauigkeit der Bunttonabtastung durch die Verwendung von einem Chip für jede der drei Grundfarben Rot, Grün und Blau in Verbindung mit einem Prisma.

Eine klare Differenzierung zwischen den Kennlinie des Gesamtsystems und denen der Endoskopieeinheiten kann für den Buntton nicht erfolgen. Beide Linien liegen zumeist nah nebeneinander. Auffallend ist aber, dass viele Kameras für Rottöne im Mittel näher an der Referenz arbeiten als das Gesamtsystem.

Zusammenfassend kann man sagen, dass Probleme im Zusammenhang mit der Leuchtdichte und der Farbsättigung entstehen. Eine Überhöhung der Leuchtdichte kann zu Spitzlichtern und nicht verwertbaren Bildanteilen führen. Die Abtastung der Farbsättigung erfolgt für viele Endoskopieeinheiten unterschiedlich und hat Auswirkungen auf das Gesamtsystem und die Bildqualität. Die Abtastung des Farbbuntones und die Darstellung auf dem LCD erfolgen im Mittel mit hoher Genauigkeit. Signifikante Abweichungen bewegen sich zumeist in Bereichen von Grün, Cyan und Magenta/Violett sowie Gelb und Orange.

Die Erstellung von Farbräumen in Form der ICC Profile und deren Vergleich untereinander mit dem Farbraum des LC-Displays hat gezeigt, dass gerade in Schnittbereichen außerhalb des BWG-Farbraums verstärkt Farbverfälschungen möglich sind. Das Potential des „LMD-2140MD“ ist vorhanden, wenn man seinen Farbraum mit denen von Röhrenmonitoren oder anderen LC-Displays vergleicht. Jedoch sind Optimierungsmöglichkeiten auch in diesem Bereich vorhanden. Wie bereits in Kapitel 2.3.5 erwähnt ist auf der Grundlage eines funktionierenden Color Managements eine Verbesserung der Farbwiedergabe durchaus möglich. Ohne eine solche Maßnahme werden viele Farben außerhalb des LCD-Farbraums völlig willkürlich auf andere Farben innerhalb dieses Raumes abgebildet. Eine klare Richtlinie für eine farbtreue Abbildung solcher Farben ist im Color Management enthalten. Mit Hilfe verschiedener Rendering-Intents, wie zum Beispiel „Perzeptiv“ oder „Sättigung“, werden aufgenommen Farben, welche sich außerhalb des LCD-Farbraums befinden, auf eine Farbe innerhalb des LCD-Raumes interpoliert, die der Originalfarbe am ähnlichsten ist. Stehen die Farbräume von Endoskopieeinheiten und von Bildwiedergabegeräten zur Verfügung, so können Gesamtsysteme wie nach einem Baukastenprinzip aus beiden Teilen zusammengestellt werden. In solch einem Gesamtsystem würde sowohl die Eingabeseite als auch die Ausgabeseite sich mit einem Farbprofil identifizieren und einen maßgeblichen Anteil an Farbverfälschung auf einer rechnerischen Grundlage verringern und teilweise kompensieren. Tauscht man das BWG gegen einen anderen Typ aus, so erfolgt die Identifizierung erneut und die gerätespezifischen Parameter der Farbwiedergabe dieses BWG fließen in die Neuberechnung einer farbtreuen Bildwiedergabe ein. Ein funktionierendes Color Management ist für Endoskopieeinheiten und BWG durchaus verwirklicht. Medizinische Monitore entsprechen technisch zum Großteil normalen Computerdisplays. Innerhalb einer Endoskopieeinheit arbeiten Videokarten, ähnlich den Grafikkarten aus der Computerindustrie. Da bereits heute viele Geräte des Desktop-Publishing-Bereichs mit ähnlicher Hardware arbeiten und bereits stabile Color Management Umgebung enthalten, ist die Übertragung dieser Idee in die Medizintechnik empfehlenswert.

5 Stichwortverzeichnis

5.1 Medizinische Fachbegriffe

5.1.1 Diagnose / Diagnostik

Gesamtheit aller Maßnahmen, die zur Erkennung (Diagnose) einer Krankheit führen.

5.1.2 Distal

Bedeutet „weiter von der Körpermitte“ oder (von einem Organ) „entfernt“ gelegen.

5.1.3 Gastroskopie

Die mit einem Gastroskop durchgeführte Untersuchung von Magen und Darm.

5.1.4 Gastroskop

Flexibles Schlauchelement, das zur endoskopischen Untersuchung von Magen und Darm (Gastroskopie) verwendet wird.

5.1.5 Innere Medizin

Beschäftigt sich mit der Diagnostik und nichtoperativen Behandlungen der Krankheiten innerer Organe.

5.1.6 Laparoskop

zu griech. lapára bedeutet Teil des Leibes zw. Rippen u. Hüfte. Ein Laparoskop ist ein Endoskop zur Untersuchung der Bauchhöhle.

5.1.7 Proximal

Lateinisch: proximus – der nächste – bedeutet „näher zur Körpermitte hin“

5.1.8 Therapie

Bezeichnet die Behandlung einer Krankheit im weitesten Sinne.

5.2 Videotechnische Fachbegriffe

5.2.1 A / D Wandlung

Wandlung analoger Signale in digitale Signale (D / A entsprechend umgekehrt)

5.2.2 Dreibereichs-Verfahren

Farbortmessgerät, das nach dem Dreibereichs-Verfahren arbeitet. Das empfangene Licht wird über drei Farbfilter, entsprechend der CIE-Normspektralwertkurven von 1931, an den photoelektrischen Empfänger geleitet.

5.2.3 Gain-Verstärkung

Elektronische Verstärkung des Signalpegels. Leider wird das Rauschen mitverstärkt auf Kosten des Signal-Stör-Abstandes.

5.2.4 I / P-Konvertierung (Interlaced / Progressiv-Konvertierung)

Die Technologie der LC-Displays stellt Vollbilder dar. Sie arbeiten mit progressiver Bilddarstellung. Da Röhrenmonitore im Zeilensprungverfahren mit zwei Halbbildern arbeiten, ist das konventionelle Videosignal nach dieser Struktur ausgerichtet. Es muss eine Konvertierung von zwei Halbbildern in ein Vollbild erfolgen.

5.2.5 Look-Up-Table (LUT)

Digitale Datei mit einer Umwandlungstabelle, die Umwandlungsfaktoren enthält. Wird vorwiegend für Pixel-Transformationen eingesetzt.

5.2.6 OECF

OECF steht für Opto-Electronic-Conversion-Function. Übersetzt bedeutet das Optisch-Elektronische-Umwandlungs-Funktion. Diese Funktion beschreibt den Zusammenhang zwischen visueller Dichte der Vorlage und resultierenden Signalwert bei der Abtastung von Graustufen durch einen Photosensor (zumeist CCD).

5.2.7 RGB-Gain / Bias

RGB Gain bezeichnet die Einstellung der Emissionscharakteristik eines BWG für den Weißpunkt. Analog dazu wird Bias für den Schwarzpunkt eingesetzt.

5.2.8 Spektralphotometer

Ein Spektralphotometer erfasst das durch ein Prisma in einzelne Wellenlängenbereiche zerlegtes Licht und integriert über das sichtbare Spektrum die Anteile zu einem Messwert zusammen. Spektralphotometer eignen sich für absolute Farbmessungen.

5.2.9 Zeilensprungverfahren

Konventionelles Wiedergabeverfahren von Bildröhren durch zwei ineinander verschachtelte Halbbilder. Dies dient dem zeitlichen Auflösungsvermögen und Einsparungen der Bandbreite.

5.2.10 ICC Profil

Ein ICC Profil kann in eine Farbmanagement Umgebung integriert werden. Es enthält einen Datensatz zur Korrektur von Farbverfälschungen bei Reproduktion und Wiedergabe von Bildern.

5.2.11 Argyll Color Management System Home Page

ARGYLL ist der Name eines Microsoft MS-DOS Programms. Es kann ICC Profile Farbraumdaten mit der Dateiendung *.gam und *.wrl erzeugen. Diese können dann über einen Browser visualisiert werden. Eine Downloadmöglichkeit findet sich unter der Internetadresse <http://www.argyllcms.com>.

5.2.12 Rendering Intents

Rendering Intents ist die Bezeichnung der Verfahrensmethode zur Annäherung eines Farbwertes an den zugehörigen Referenzwert. Mit Hilfe der vier Methoden „Absolut farbmetrisch“, „Relativ farbmetrisch“, „Wahrnehmung / Perzeptiv“ und „Sättigung“ sind verschiedene Verfahrensweisen möglich, die unterschiedliche Prioritäten zur Bildqualitätsverbesserung besitzen.

5.2.13 Alignment Layer

Strukturierte Schicht eines LCD-Lichtventils zur Ausrichtung der Moleküle in eine bestimmte Richtung. Dies dient der Polarisierung der Hintergrundlichtquelle. Alignment Layer stehen um neunzig Grad zueinander verdreht.

5.3 Abkürzungen

5.3.1	BWG	=Bildwiedergabegerät
5.3.2	CCD	=Charged Coupled Device (lichtempfindliche Photozelle)
5.3.3	CCU	=Camera Control Unit (Kamerakontrollgerät-Basisstation)
5.3.4	CIE	=Commission Internationale de l'Eclairage (Gremium)
5.3.5	CRT	=Cathode Ray Tube (Kathodenstrahlröhre – Technologie)
5.3.6	D50	=Normlichtart mit einer bestimmten spektr. Verteilung
5.3.7	D65	=Normlichtart mit einer bestimmten spektr. Verteilung
5.3.8	DVD	=Digital Versatile Disc (hier Videodatenträger)
5.3.9	DVI	=Digital Video Interactive (digitale Videoschnittstelle)
5.3.10	FBAS	=Farb-Bild-Austast-Signal (Standard Videosignal in Farbe)
5.3.11	Frame	=Videobild bestehen aus 2 Halbbildern
5.3.12	HD / HDTV	=High Definition (hochauflösendes Fernsehen)
5.3.13	IEC	=International Electrotechnical Commission (Gremium)
5.3.14	IPS	=In-Plane-Switching (Technologie zur Lichtventilsteuerung)
5.3.15	Lab	=Lab Farbraum genormt durch die CIE in der DIN 5033-2
5.3.16	LCH	=LCH Farbraum (siehe Kapitel 2.3.4)
5.3.17	LCD	=Liquid Crystal Display (Flüssigkeitskristallanzeige)
5.3.18	NTSC	=Steht für den TV-Übertragungsstandard der USA
5.3.19	PAL	=Phase Alternating Line (TV-Übertragungsstandard Europa)
5.3.20	RGB	=Abkürzung für Rot, Grün und Blau
5.3.21	RS-232	=RS-232 ist eine serielle Schnittstelle für Datenaustausch
5.3.22	RJ45	=RJ45 ist eine Netzwerkverbindung (Ethernet)
5.3.23	ROI	=Region of Interest (Markierter Bereich zur Verarbeitung)
5.3.24	SD	=Standard Definition (Standard Fernsehauflösung in PAL)
5.3.25	SDI	=Serial Digital Interface (Digitales Videosignal)
5.3.26	Shutter	=engl. Verschuß, Belichtungszeit des CCD-Sensors
5.3.27	S-IPS	=Super-IPS (siehe IPS)
5.3.28	SNR	=Signal to Noise Ratio (Signal / Rausch Verhältnis)
5.3.29	TFT	=Thin Film Transistor (Dünnschichttransistor)
5.3.30	TIFF	=Dateikennung für digitale Bilder, hier ohne Komprimierung
5.3.31	Triple	=Kenngröße, bestehend aus drei Werten (z.B XYZ)
5.3.32	VGA	=Video Graphics Adapter (Videoschnittstelle)
5.3.33	XYZ	=Normfarbwerte
5.3.34	xyz	=Normfarbwertanteile
5.3.35	$x(\lambda)y(\lambda)z(\lambda)$	=Normspektralwertanteile
5.3.36	Y / C	=entspricht Super-Video (Bildsignal ohne Audio)

5.4 Erläuterungen

5.4.1 Weißreferenz:

Eine Weißreferenz bezeichnet die spektrale Verteilung einer Farbvalenz, die als Weißpunkt für alle Farbvalenzen des Systems gilt.

Diese Weißreferenz ist keine feste Konstante, sondern immer abhängig vom Versuchsaufbau bzw. dem verwendeten Materialien. Beispielsweise kann eine Weißreferenz innerhalb der Druckindustrie auch Papierweiß sein. Wenn in dieser Diplomarbeit von der Weißreferenz gesprochen wird, ist immer der Weißpunkt des LC-Displays „LMD-2140MD“ gemeint. Dieser Weißpunkt wird durch die spektrale Emissions-Charakteristik des LCD-Panels ermittelt. Durch die Nutzung der RGB-Gain Funktion im Service-Menu des „LMD-2140MD“ kann der aktuelle Weißpunkt auf das BWG dargestellt werden. Nach einer mindestens 1 stündigen Aufwärmphase [siehe Anhang 6.2] des LCD können die Normfarbwerte XYZ für das dargestellte Weiß mit dem „Color Analyzer CA-210“ gemessen werden. So wird Weiß ein Referenzwerte-Triple $X_rY_rZ_r$ zugeordnet, der zur Berechnung von Normfarbwerten nach CIE-Lab zwingend notwendig ist.

5.4.2 Weißpunkttransformation:

Die Weißpunkttransformation beschreibt ein Verfahren, mit dem Normlichtarten einer Verschiebung des Weißpunktes unterzogen werden können. Die Umrechnungsmethode nach „Bradford“ wird zum aktuellen Zeitpunkt als genaueste Variante verwendet. Die folgende Umrechnungsmatrix dient ausschließlich zur Weißpunkttransformation von der Normlichtart D50 in die Normlichtart D65.

0,955556	-0,028303	0,012305
-0,023049	1,009944	-0,020494
0,063197	0,021018	1,330084

Verrechnet werden die drei Werte der Eingangs Farbvalenz in D50 mit der Matrix. Das Ergebniss ist die Ausgangsfarbvalenz in D65. Man multipliziert den Vektor mit der Matrix.

5.4.3 Additive innere und äußere Mischung:

Die folgenden Beispiele sollen die innere und äußere Farbmischung auf der Grundlage der Vektoraddition verdeutlichen.

Beispiel Nummer 1 zeigt die „Inneren Farbmischung“. Hier wird die Farbvalenz M (Magenta) erzeugt. Diese vektorielle Darstellung zeigt die Mischung der Farbvalenz M aus den zwei Komponenten R und B. M setzt sich dann unter Berücksichtigung der Richtung bzw. dem Winkel der beiden Vektoren R und B mit den Farbwerten R_m und B_m gemäß der Formel $M = R_m \cdot R + B_m \cdot B$ zusammen. Da sich die Farbvalenz M innerhalb der zwei Komponenten R und B befindet, bezeichnet man einen solchen Fall als innere additive Mischung. Alle Farbwerte sind hier positiv.

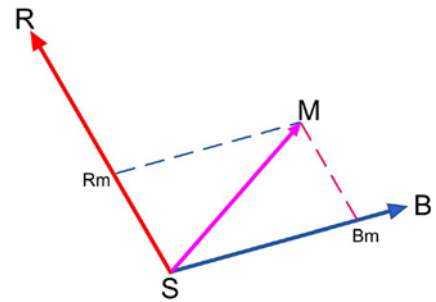


Abbildung Innere Farbmischung
Vektorielle Darstellung

Ein Beispiel einer äußeren additiven Mischung ist die Farbvalenz C unter der Mischung derselben Komponenten R und B. Hier liegt C außerhalb der Vektoren R und B. Die Gültigkeit der Vektoraddition besteht dennoch mit $R_c \cdot R + C = B_c \cdot B$. C lässt sich nur mit einem negativen Farbwert R_c gemäß der Formel $C = B_c \cdot B - R_c \cdot R$ mischen. Mit Hilfe einer dritten Komponente G kann man rechnerisch jede beliebige Farbvalenz aus den Komponenten Rot, Grün und Blau unter der Nutzung der inneren und äußeren additiven Mischung erzeugen.

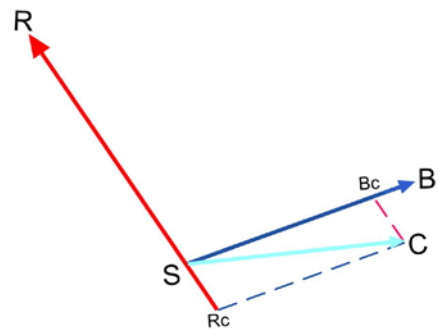


Abbildung Äussere Farbmischung
Vektorielle Darstellung

6 Anhang

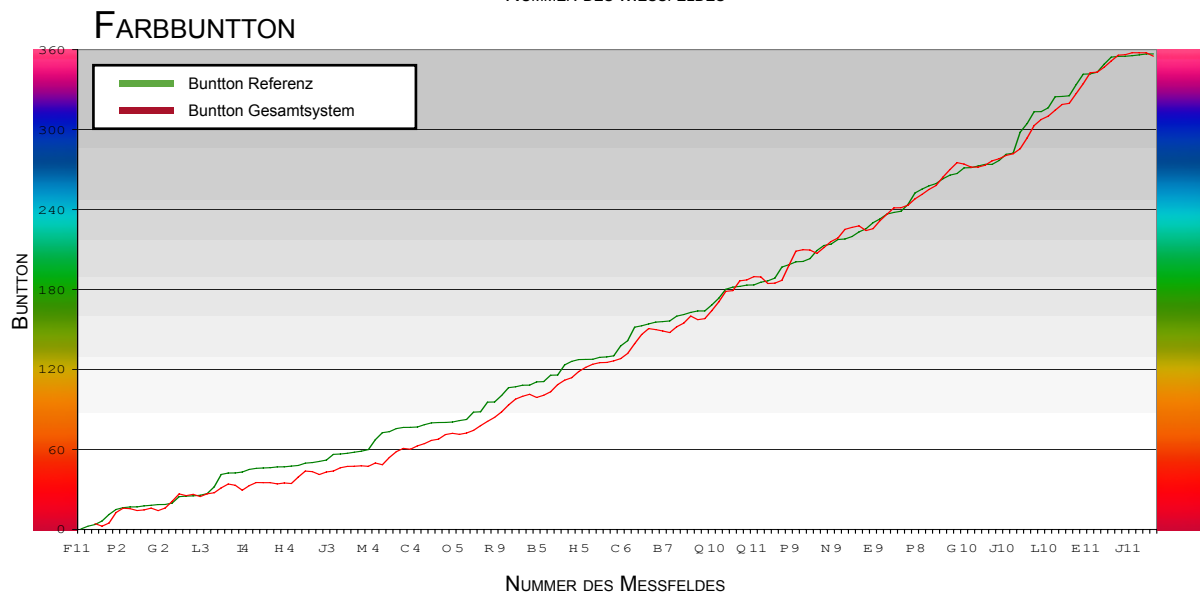
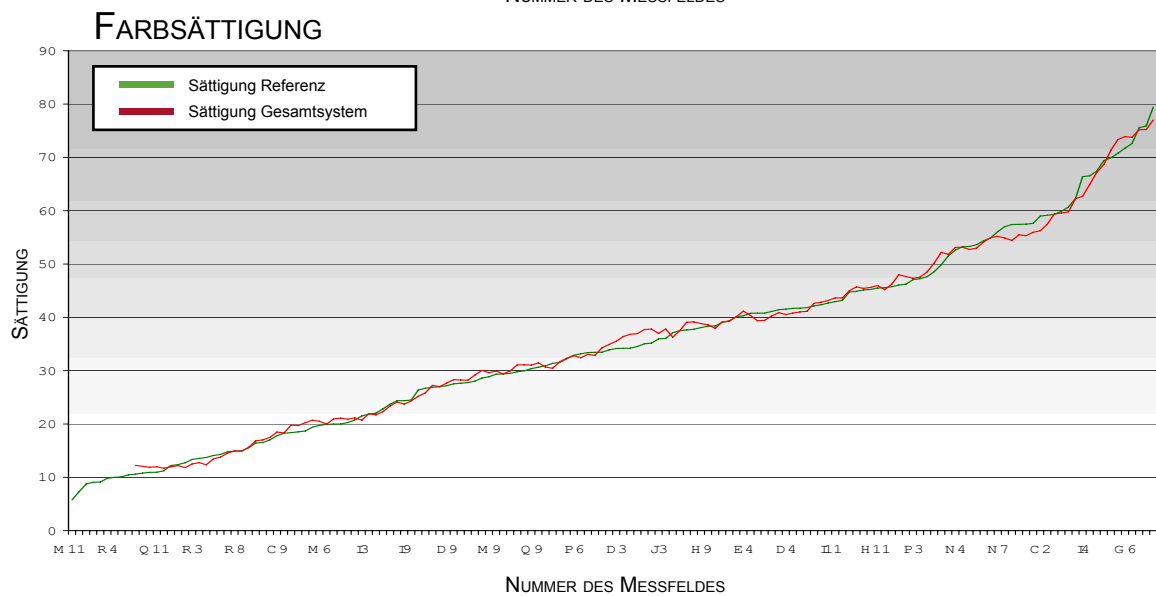
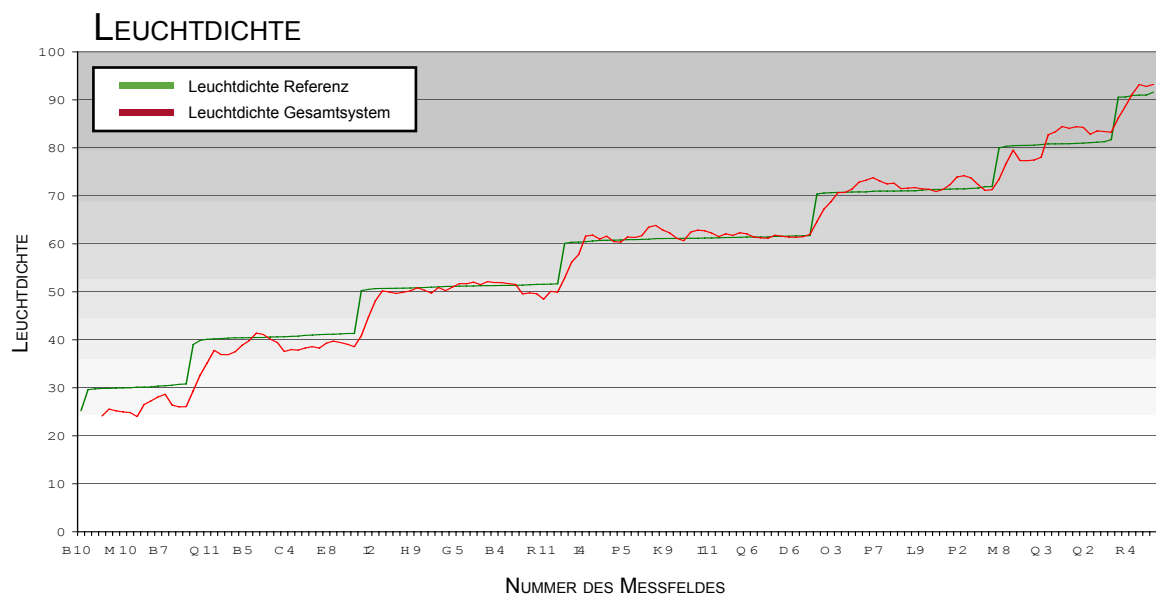
6.1 Diagramme

Farbabweichung des Gesamtsystems

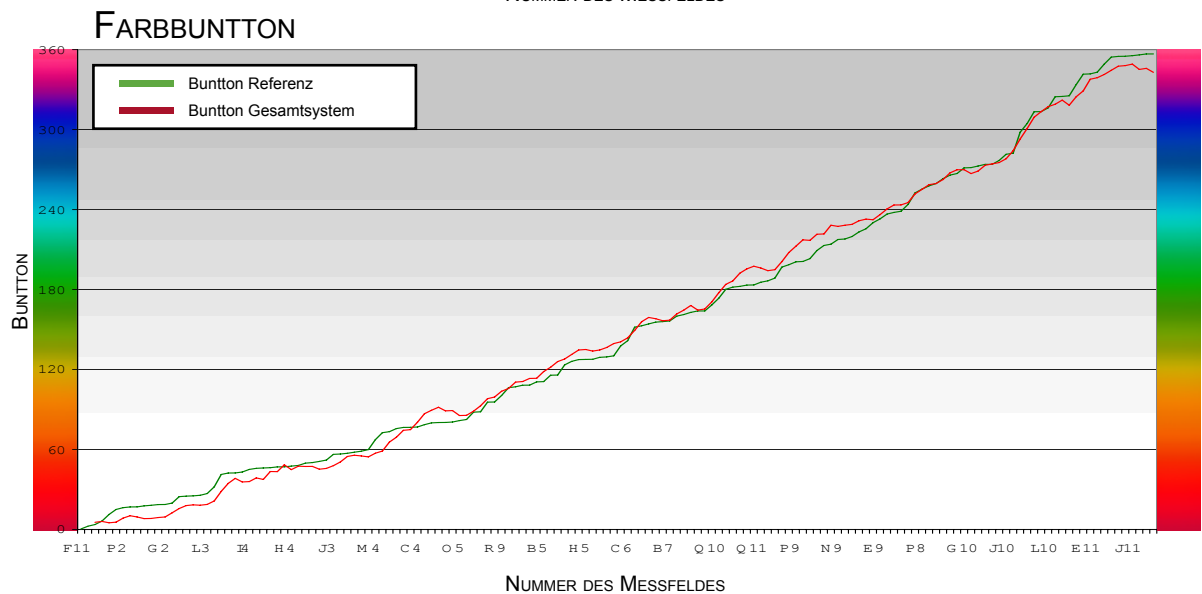
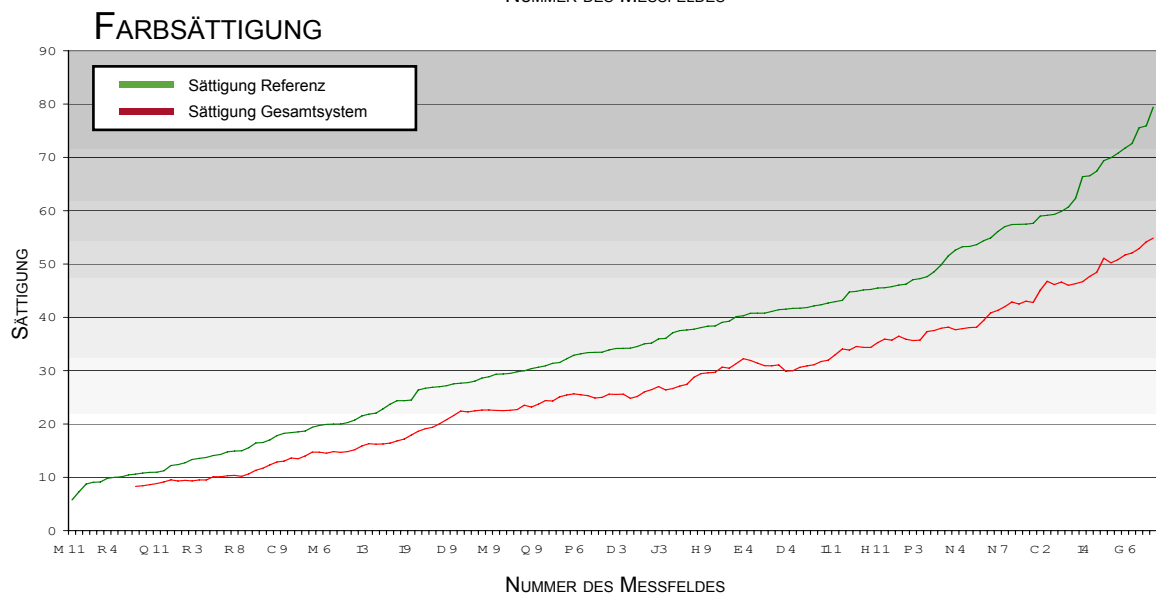
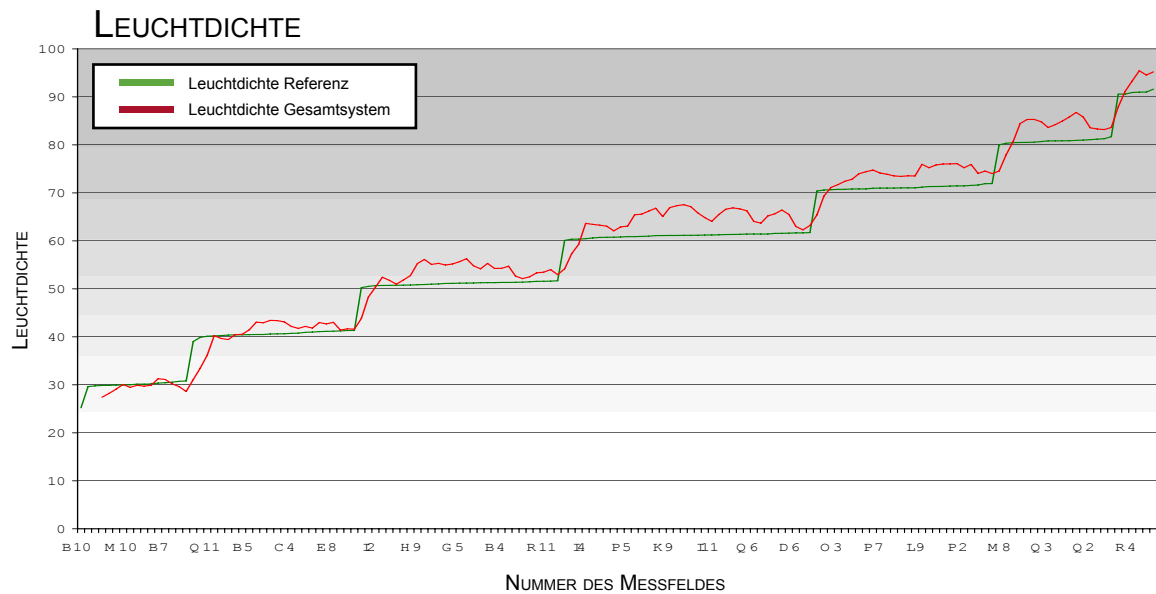
Acht Endoskopieeinheiten von sechs Herstellern in Verbindung mit
dem LC-Display „SONY LMD-2140MD“

Graphische Darstellung der
Farbabweichungen im LCH-Farbraum

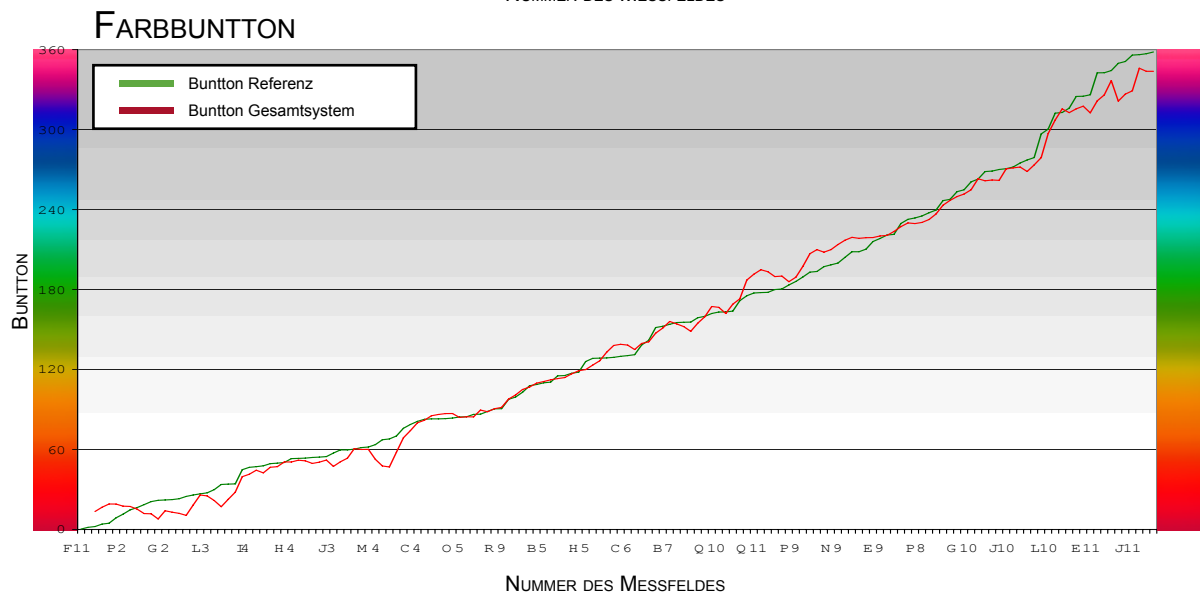
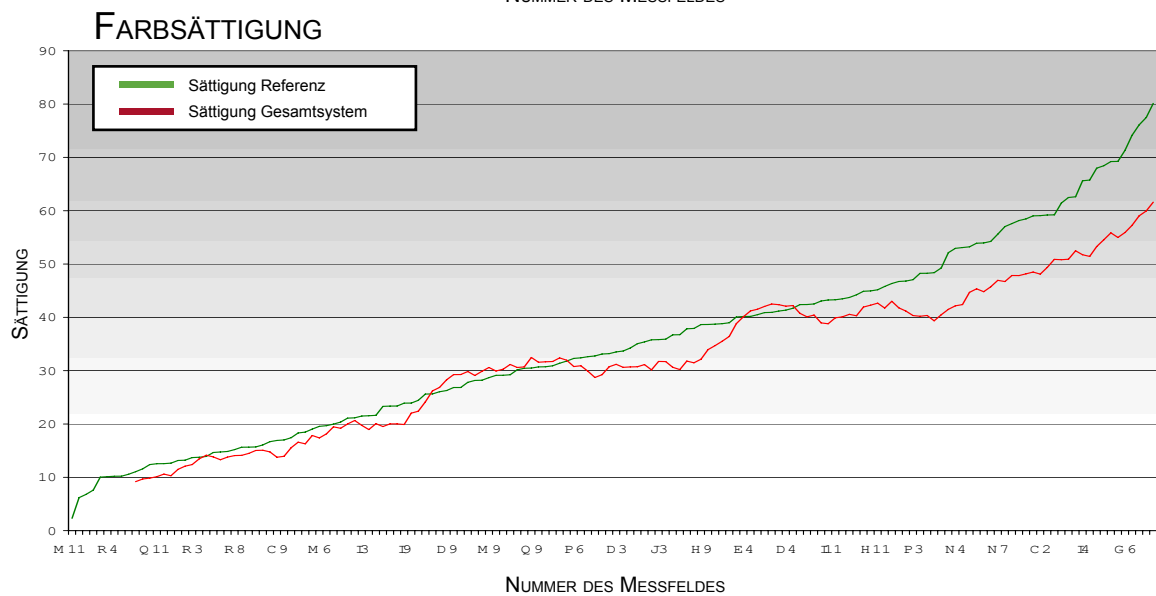
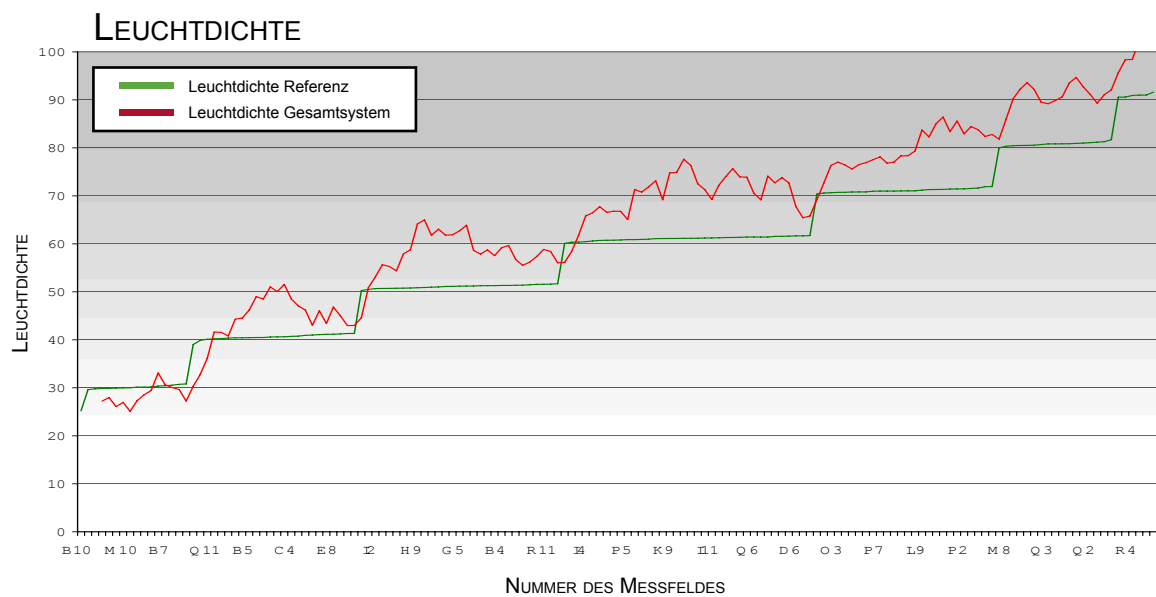
Aesculap - Starr / 3CCD proximal



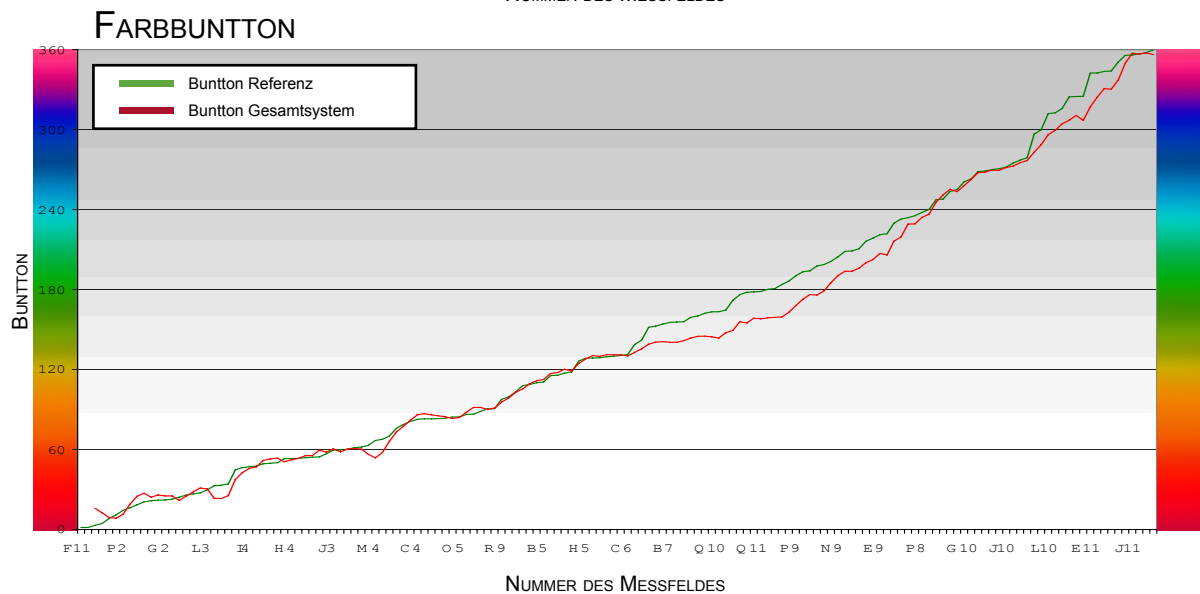
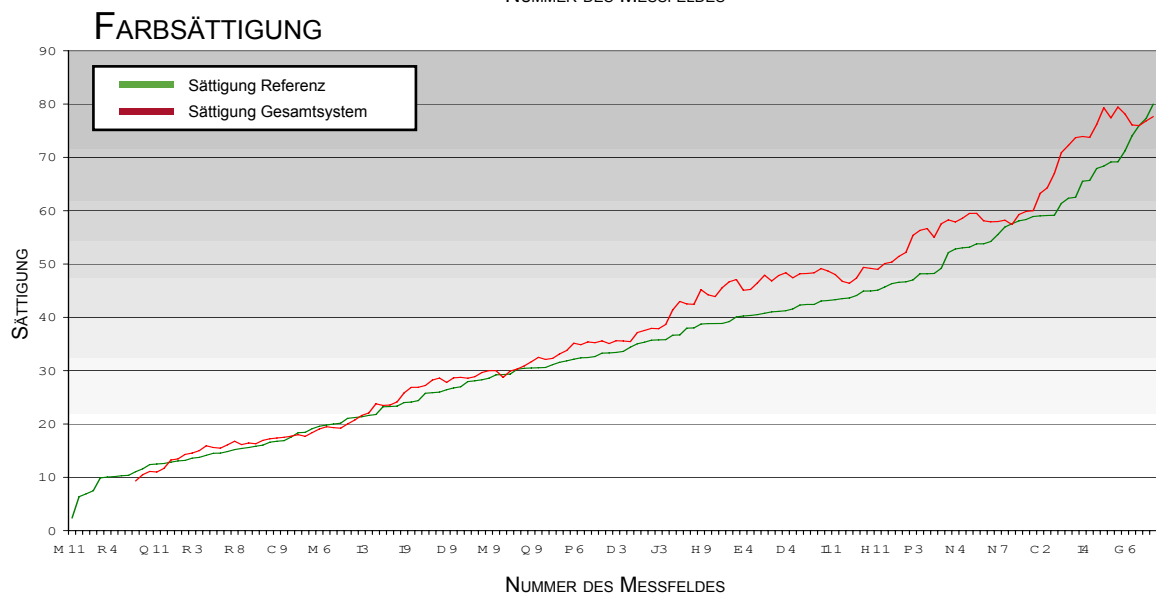
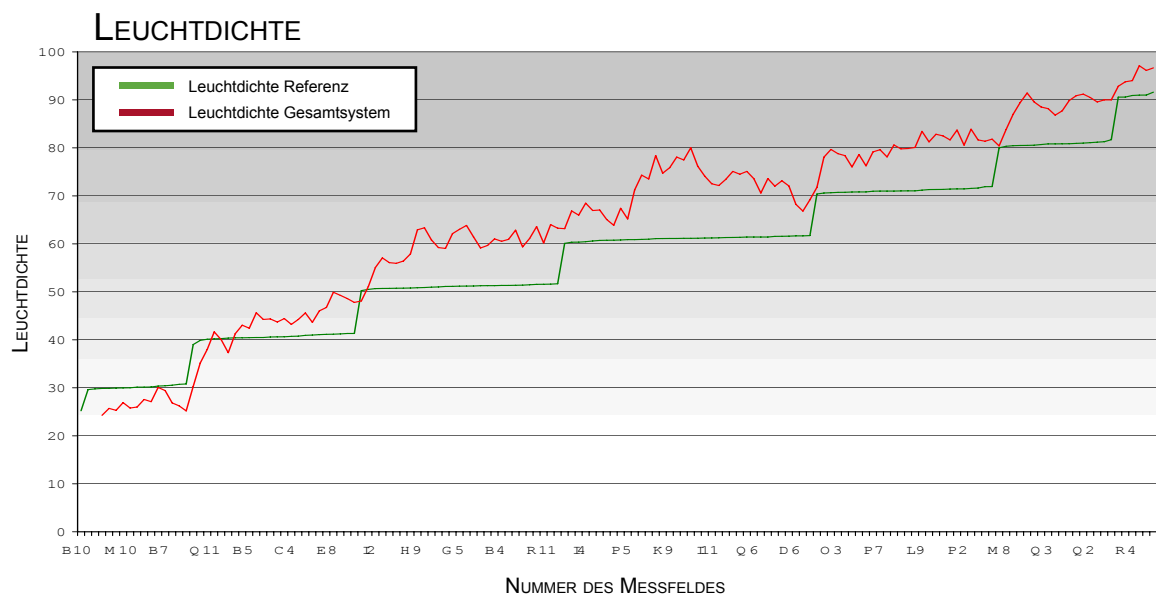
Smith&Nephew - Starr / 3CCD proximal



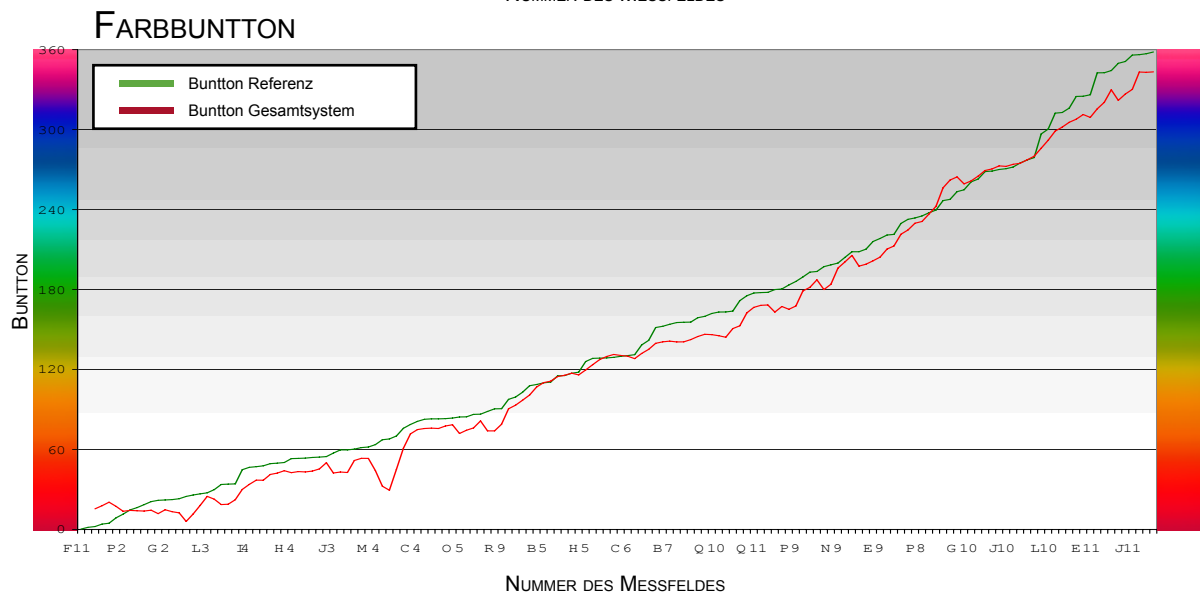
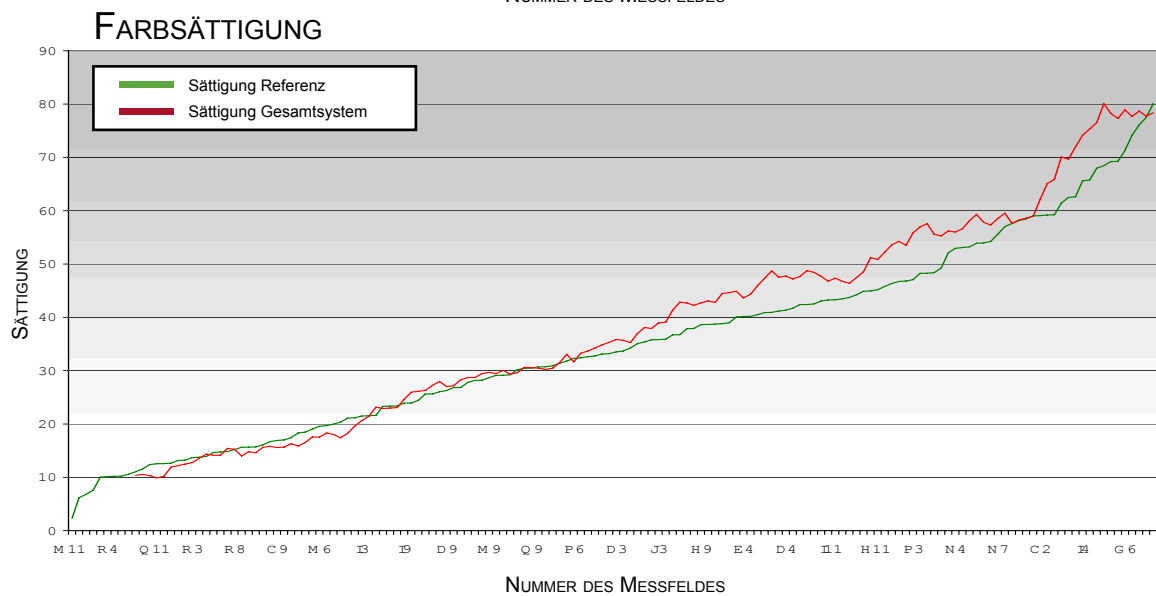
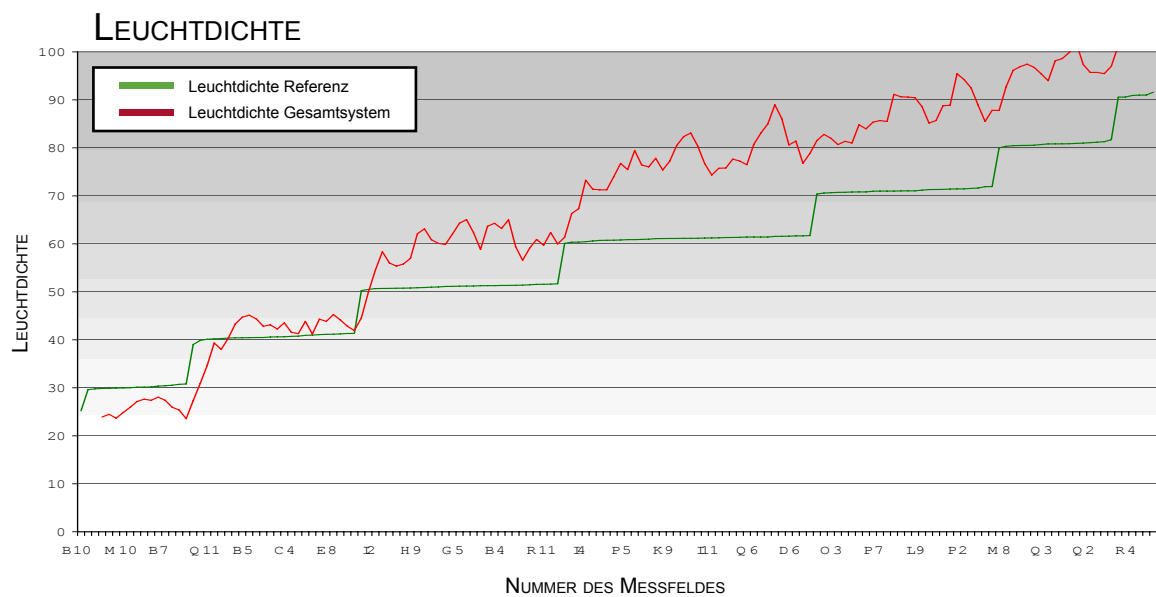
Richard Wolf 3CCD - Starr / 3CCD proximal



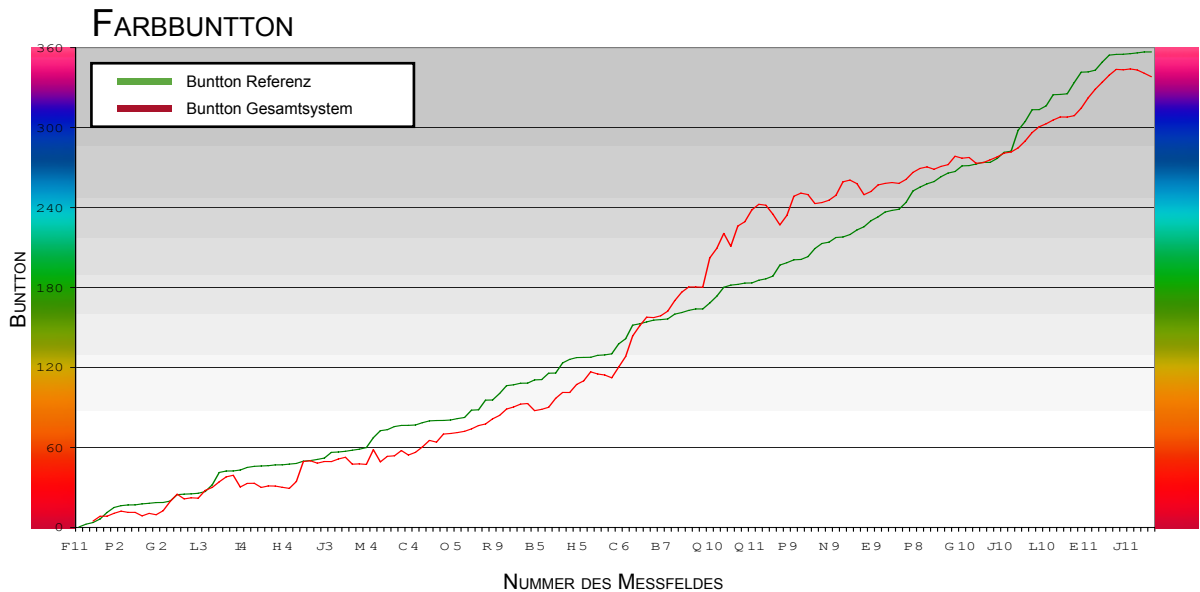
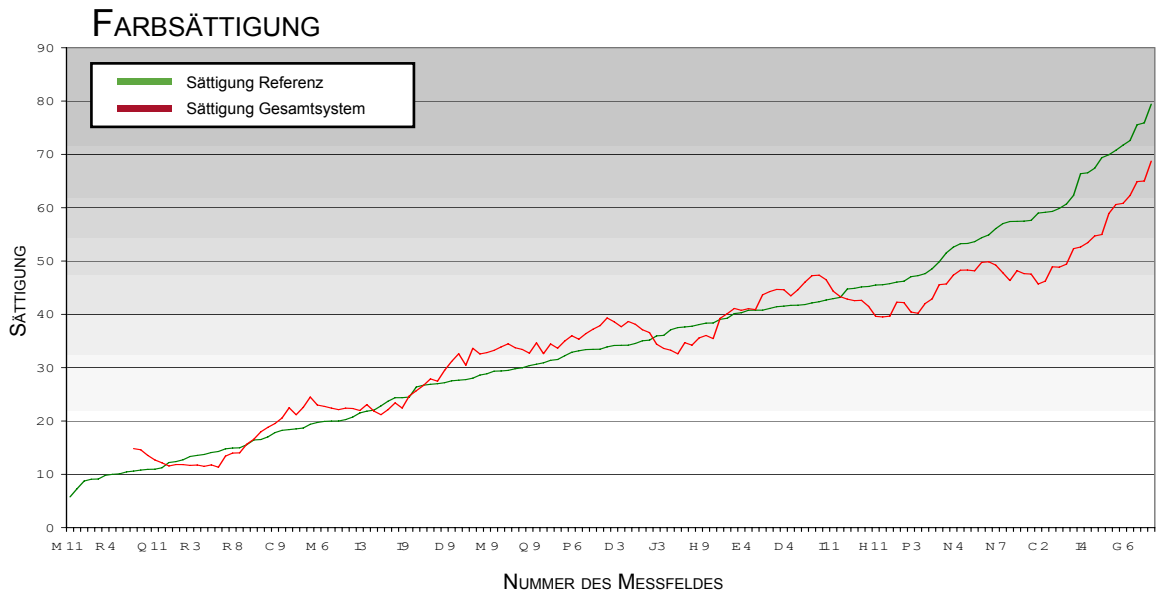
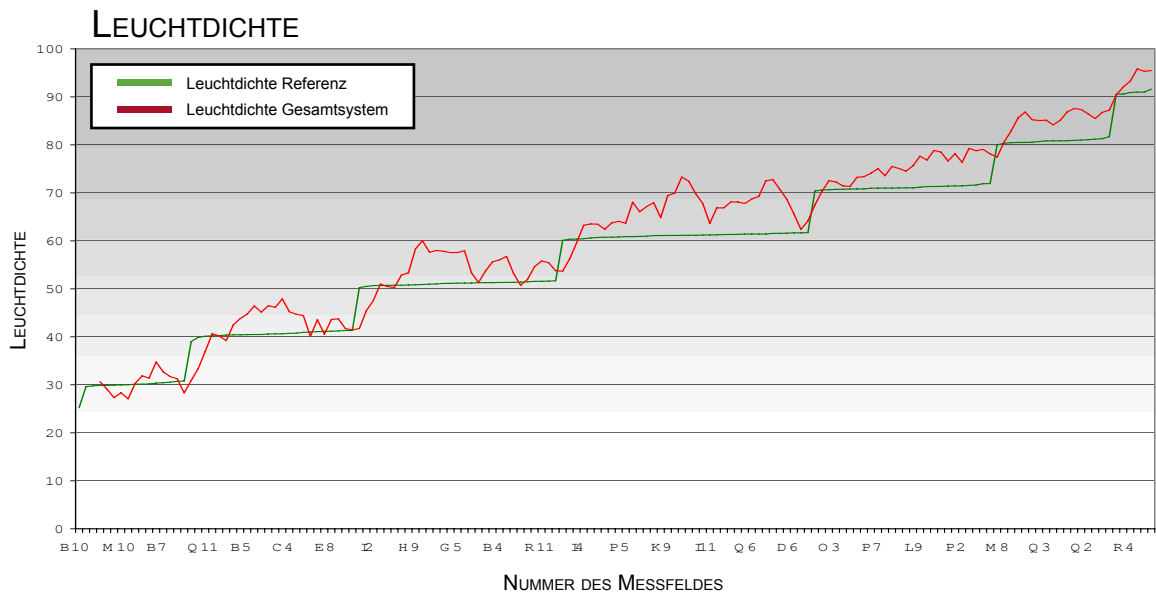
Richard Wolf OnTip - Starr / 1CCD distal



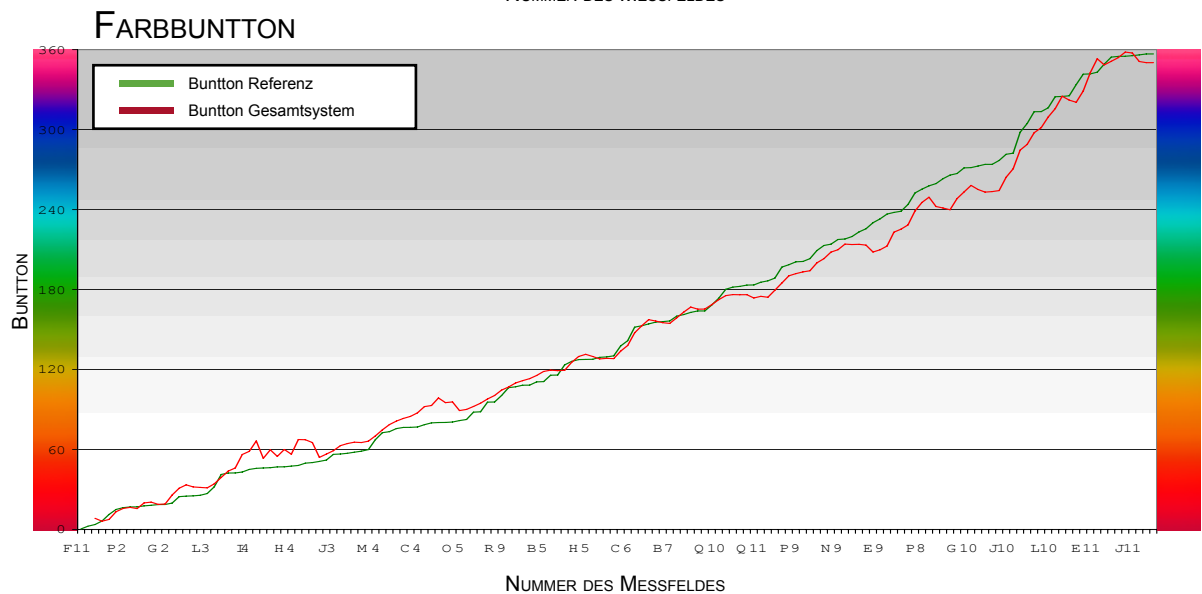
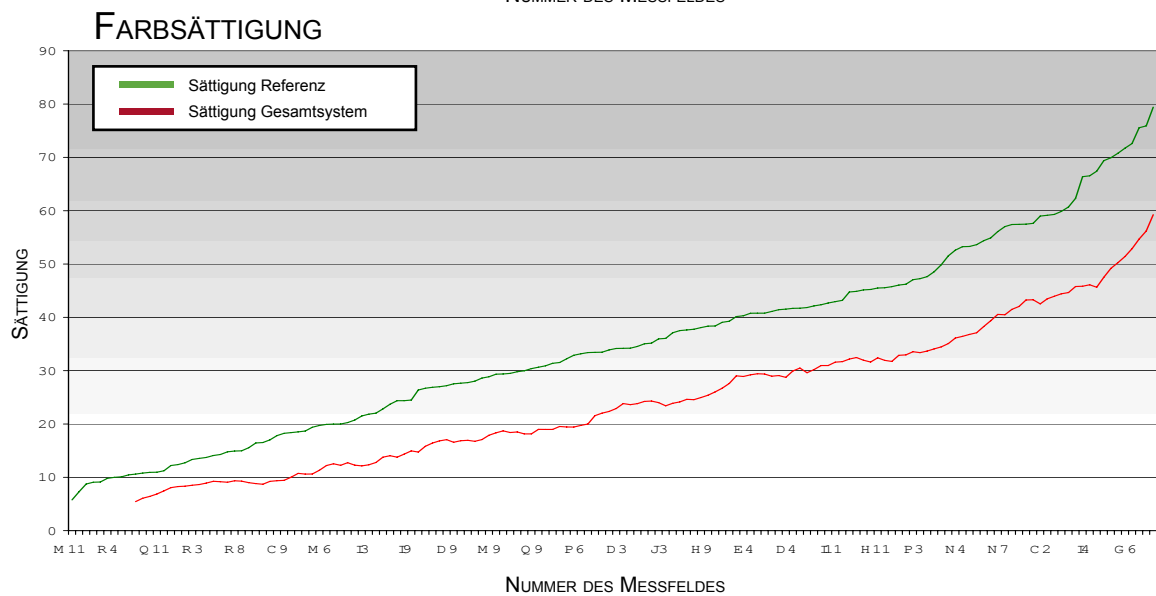
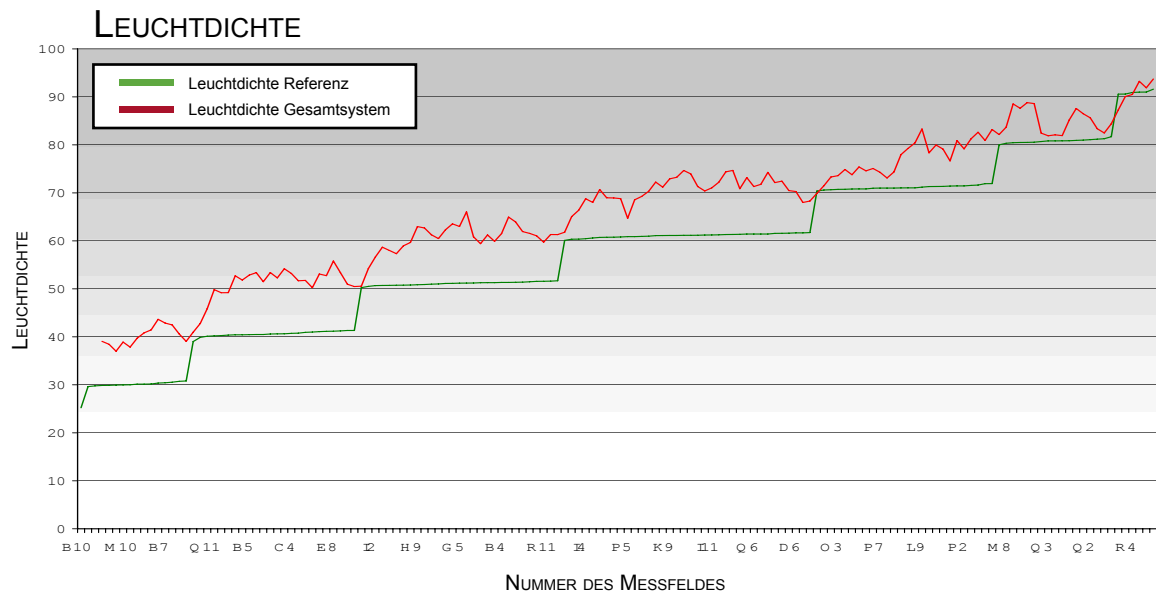
Richard Wolf 1CCD - Starr / 1CCD proximal



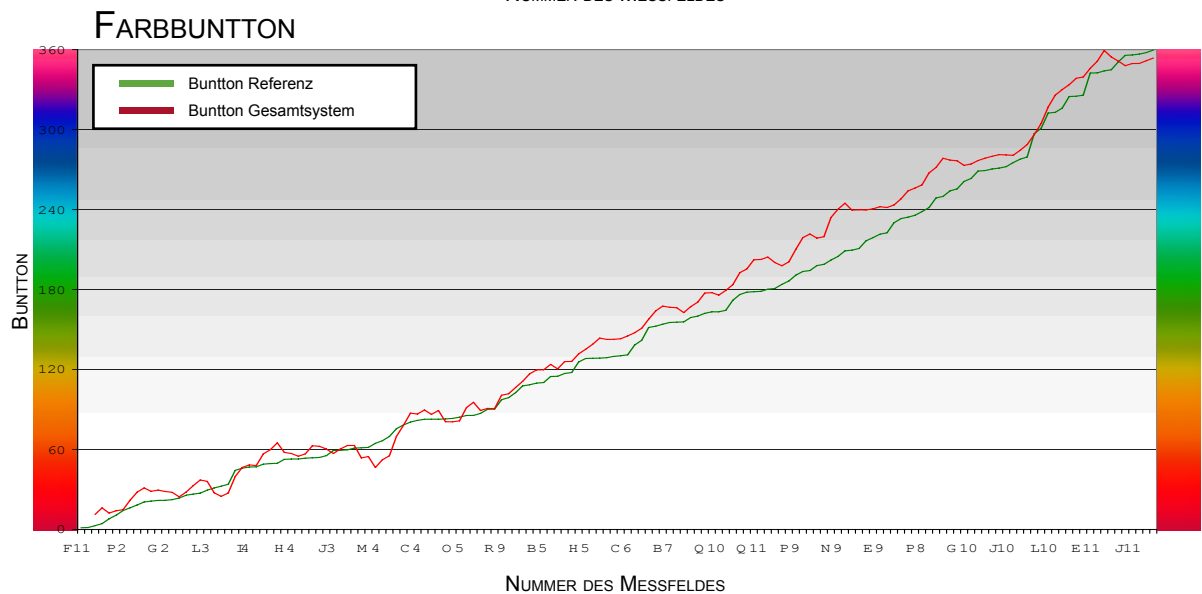
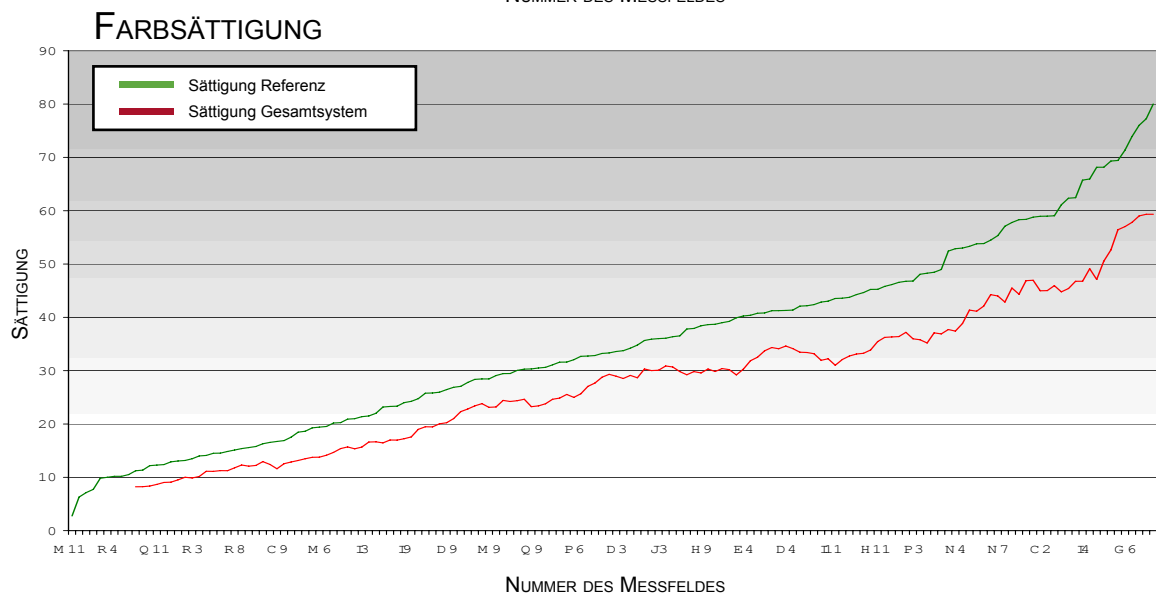
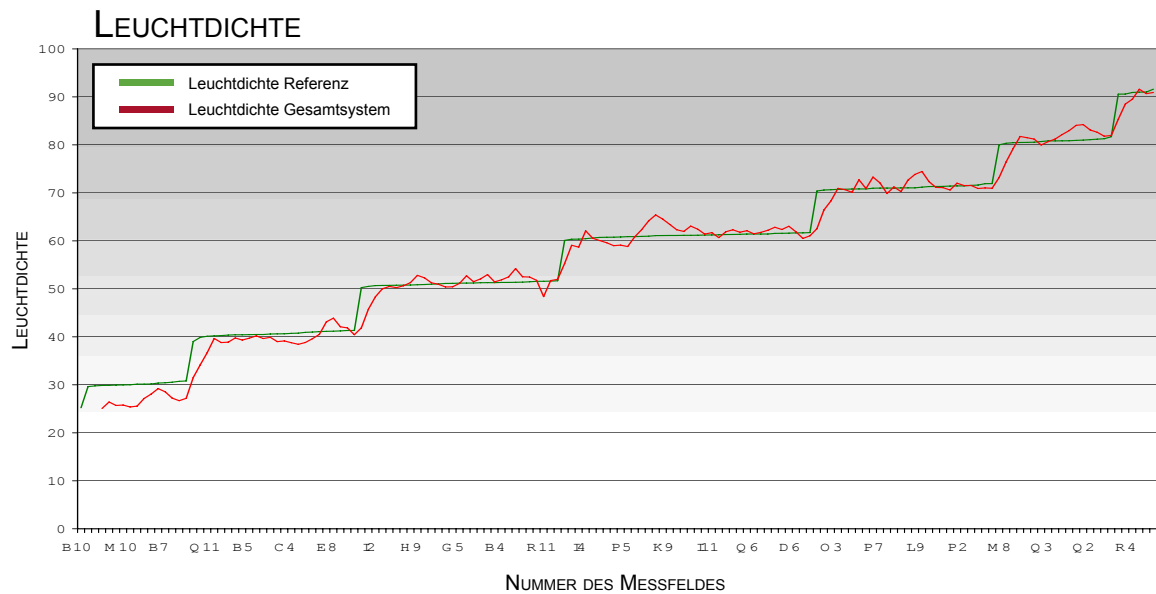
Storz - Starr / 1CCD proximal



Pentax - Flexible / 1CCD distal



Fujinon - Flexible / 1CCD distal

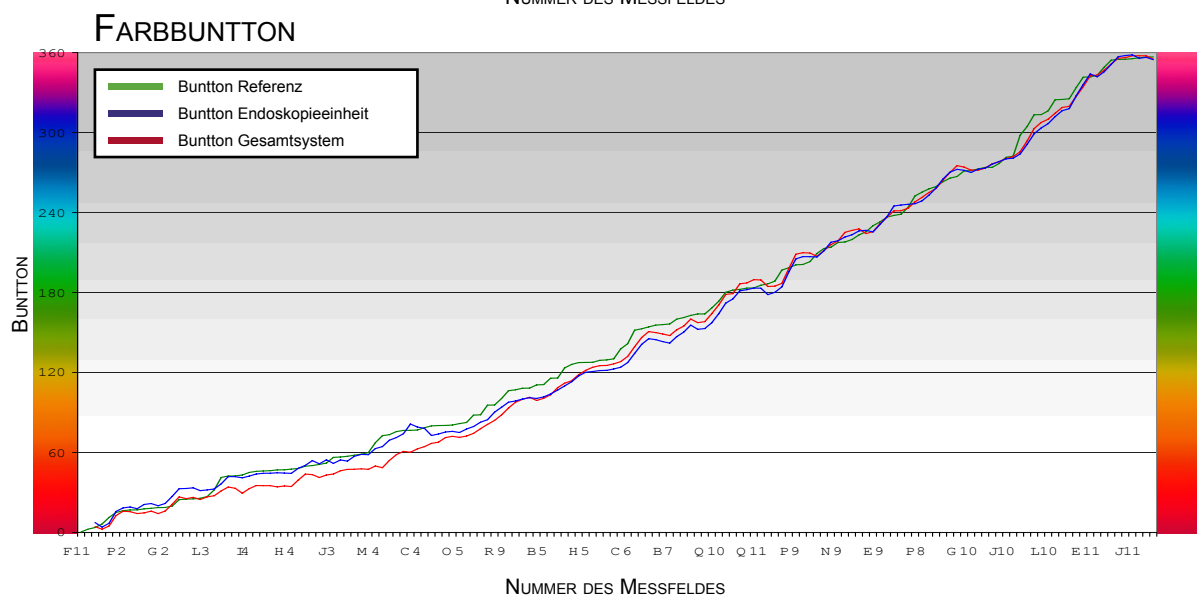
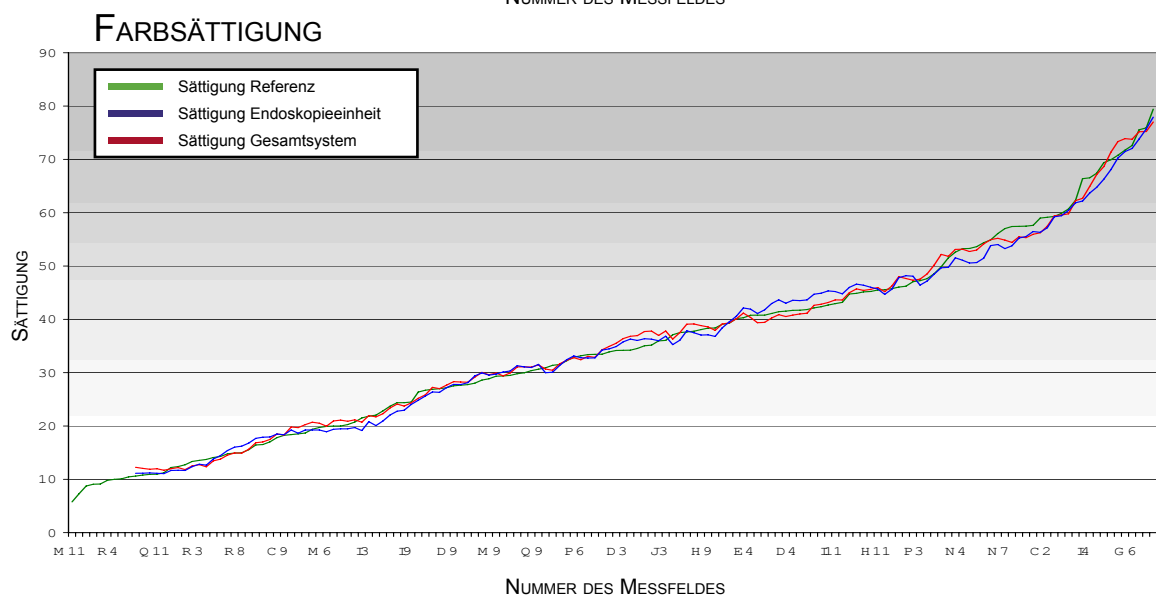
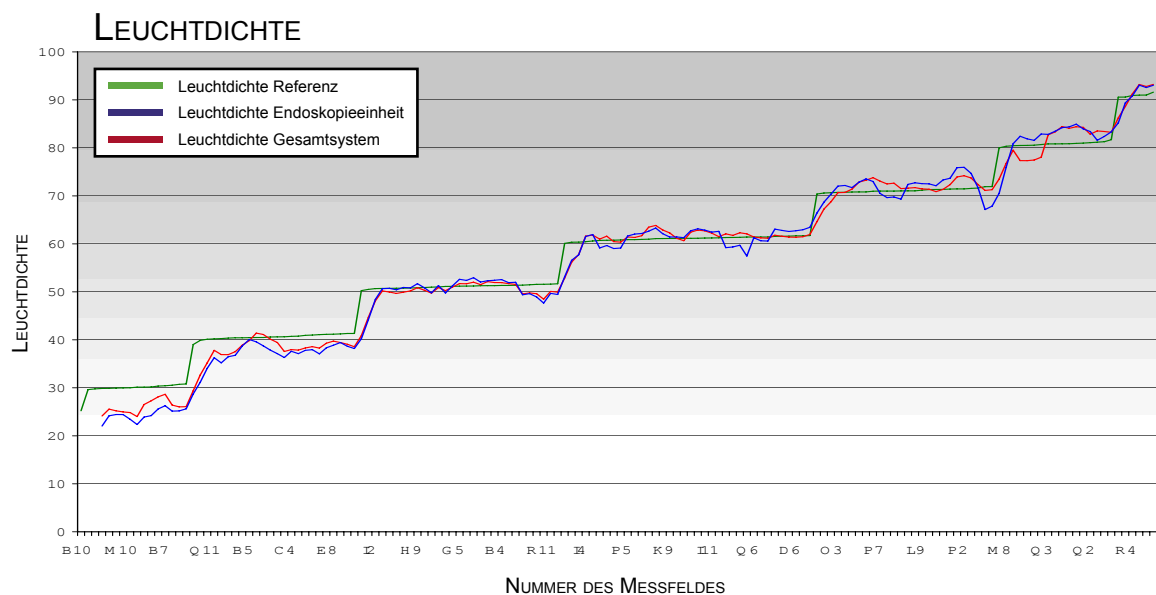


Farbabweichung der Endoskopieeinheiten

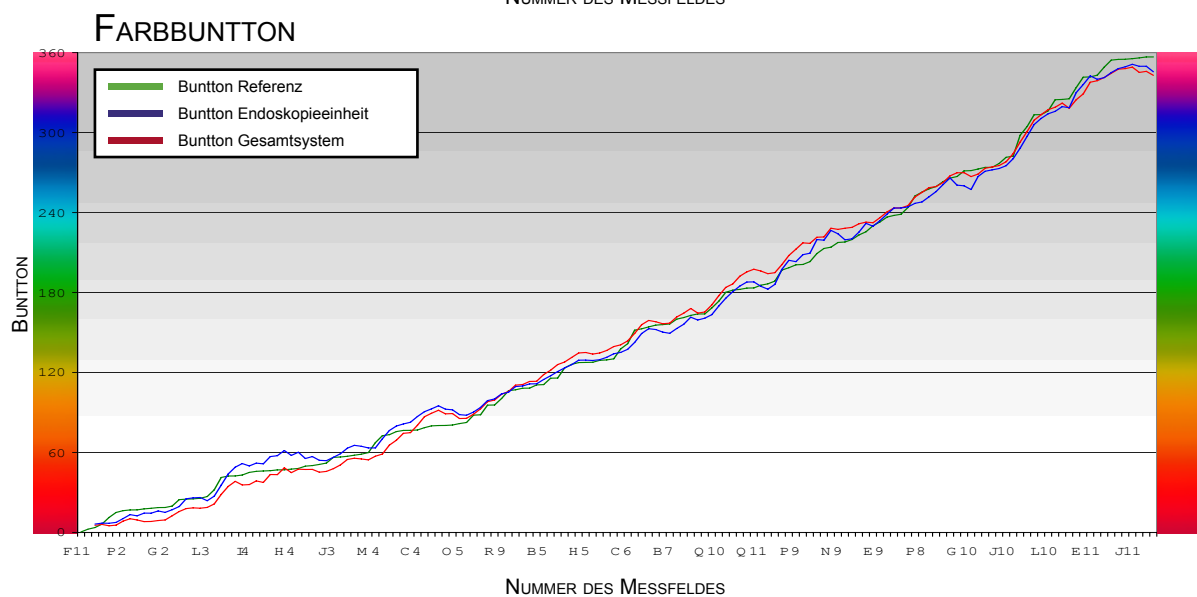
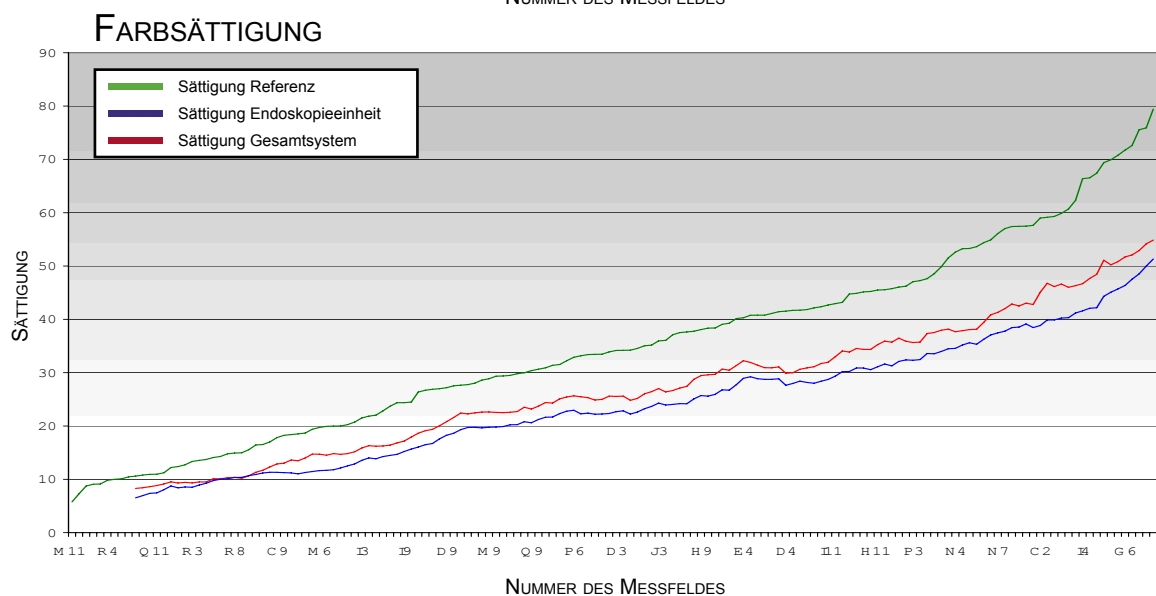
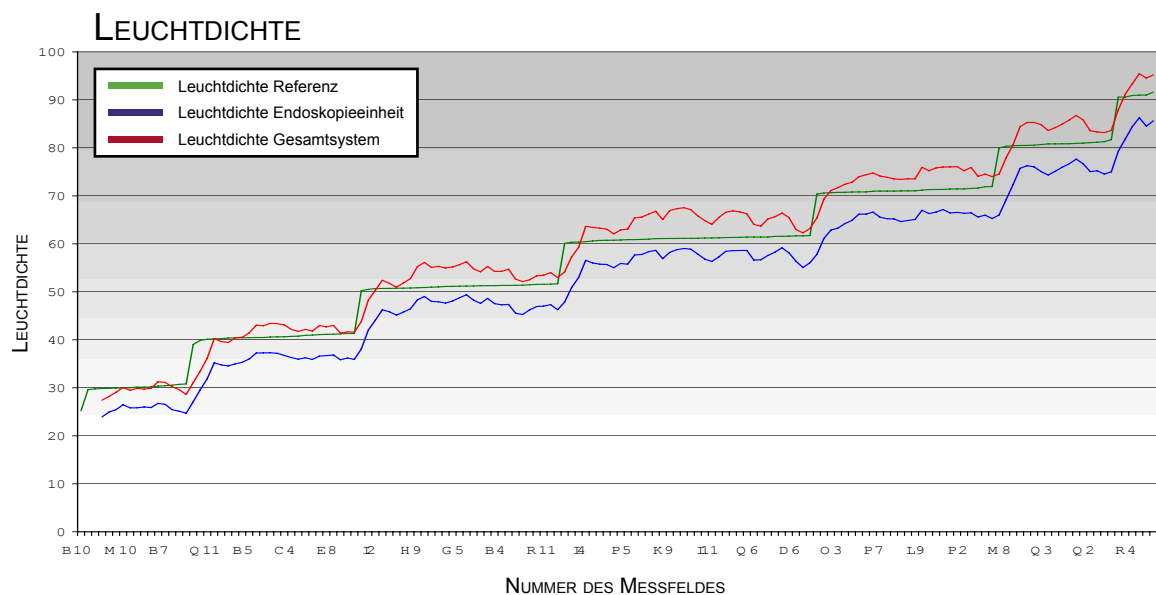
Acht Endoskopieeinheiten von sechs Herstellern in einer separaten
Untersuchung (ohne das LC-Display)

Graphische Darstellung der
Farbabweichungen im LCH-Farbraum

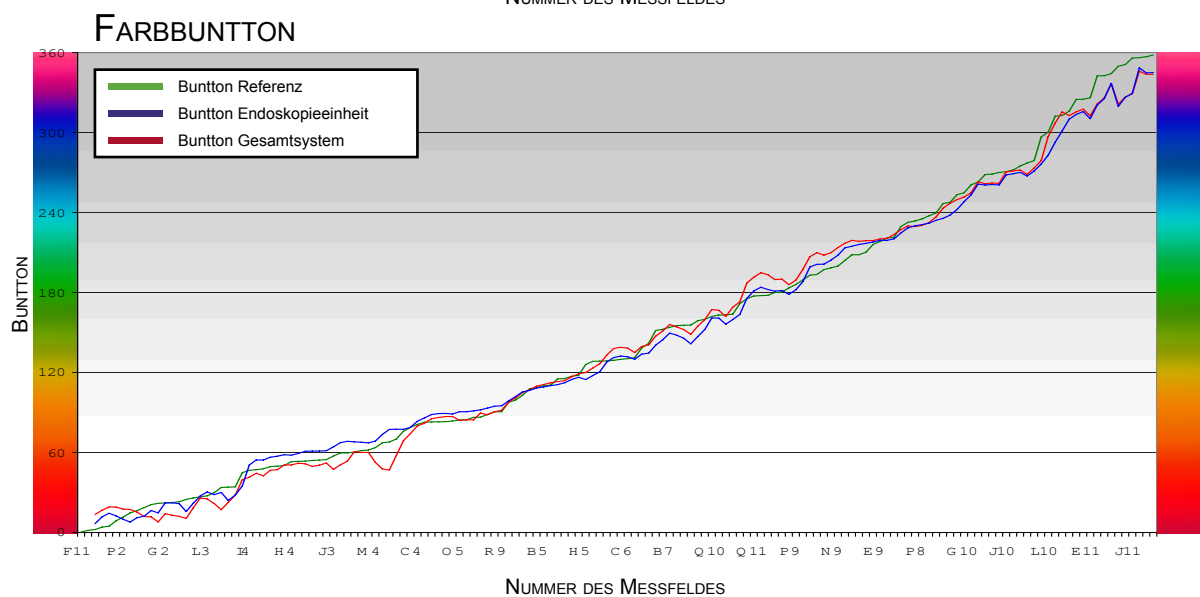
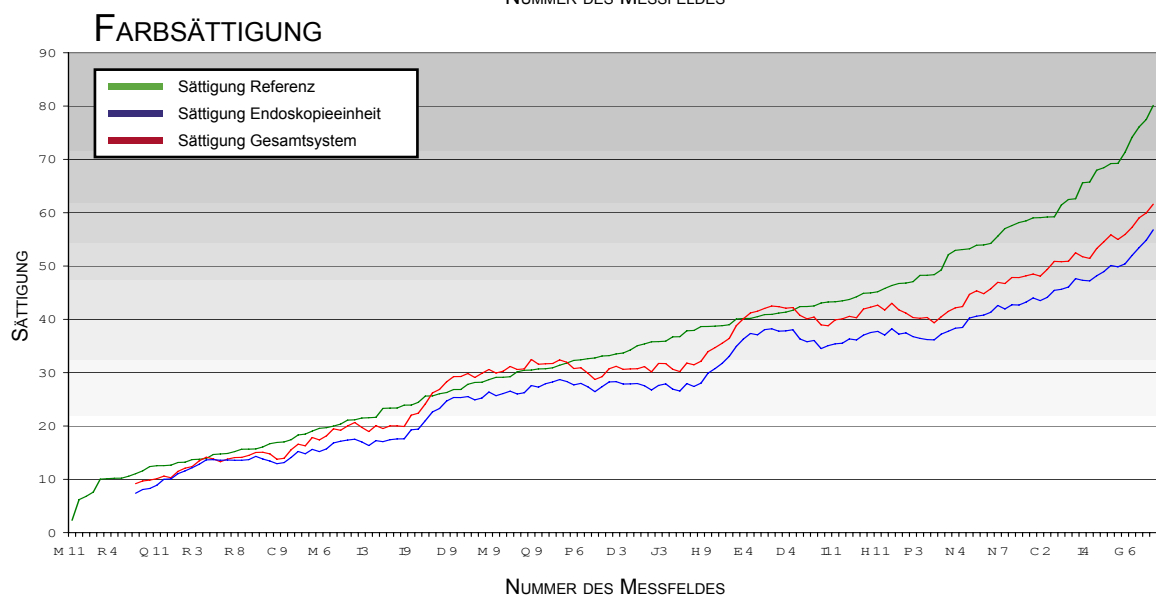
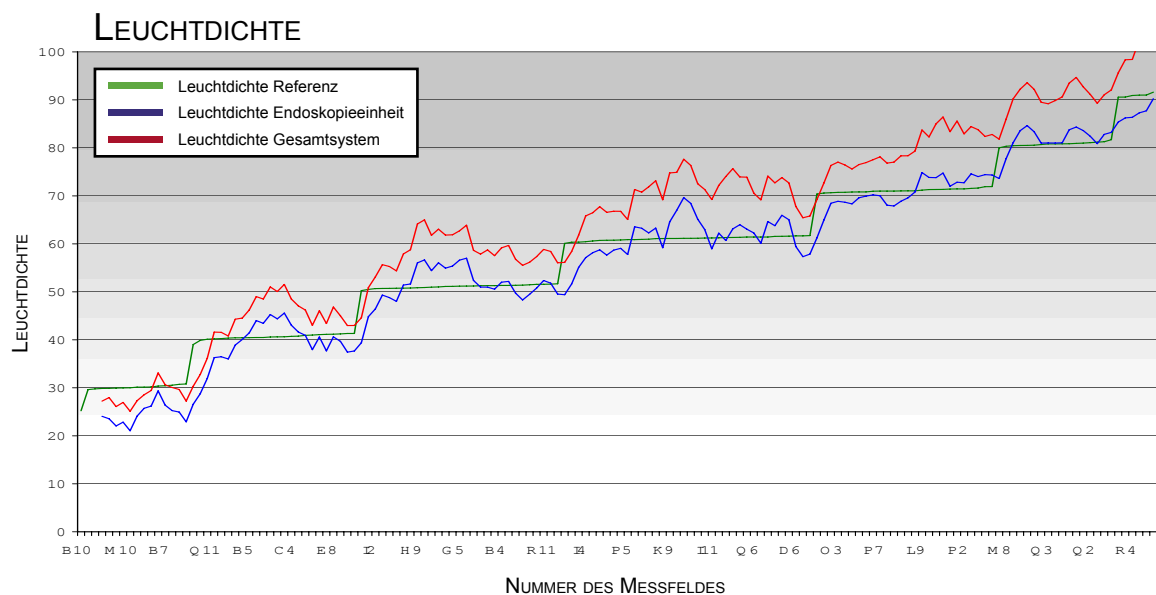
Aesculap - Starr / 3CCD proximal



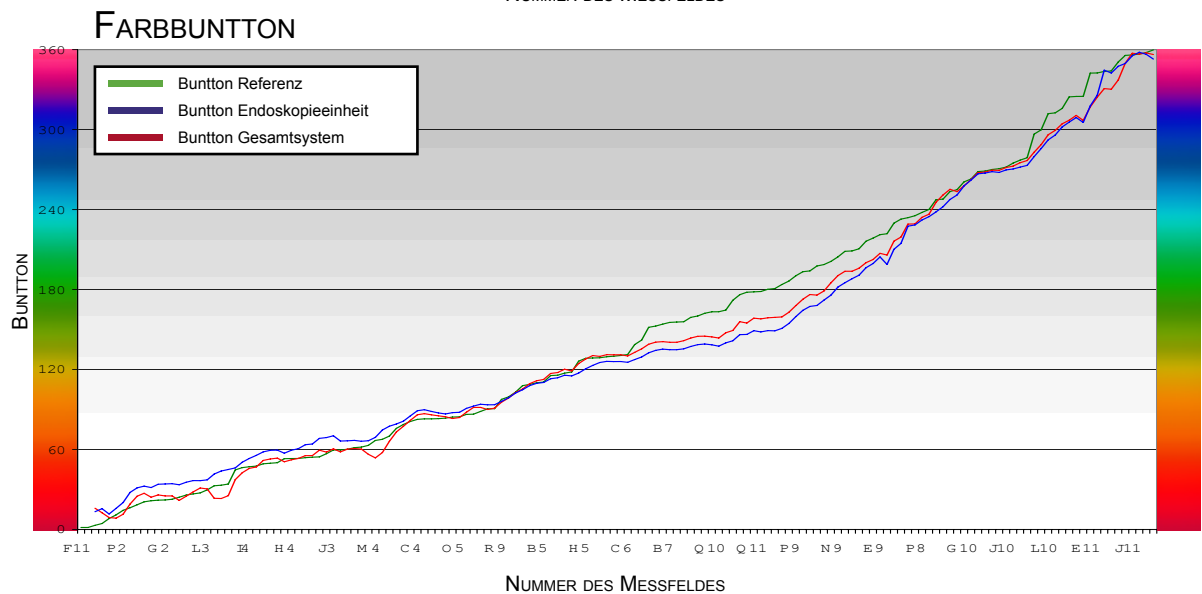
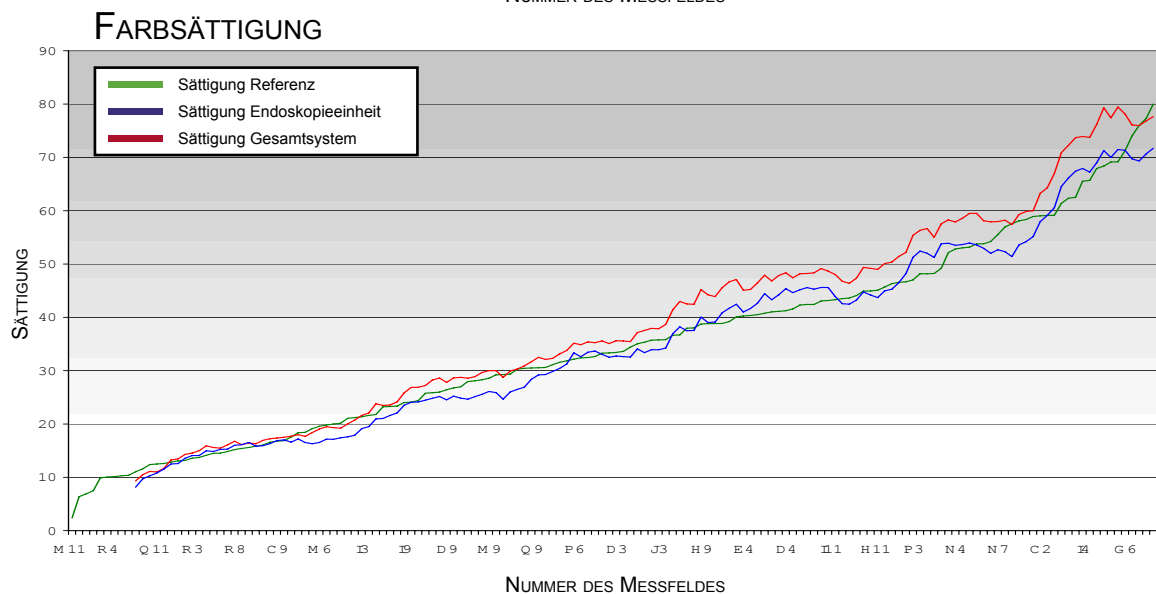
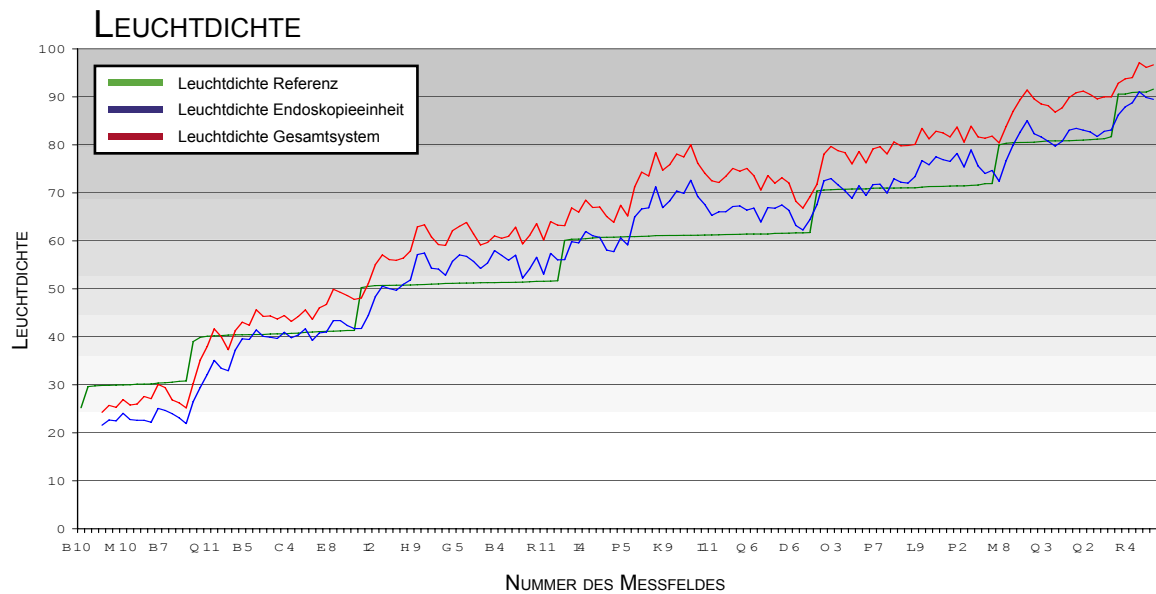
Smith&Nephew - Starr / 3CCD proximal



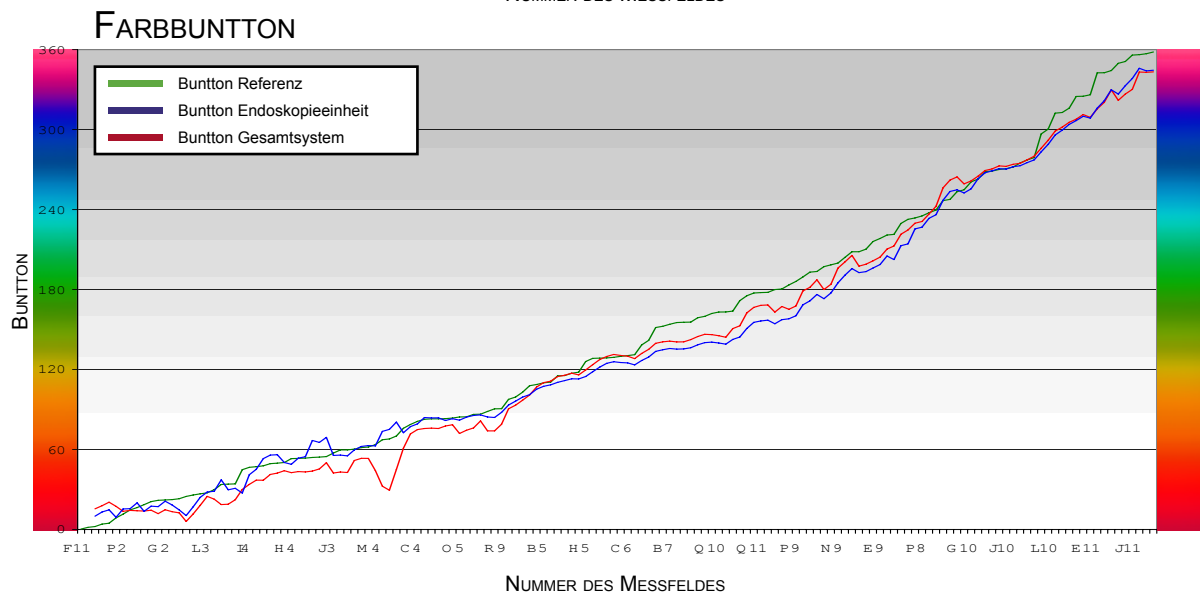
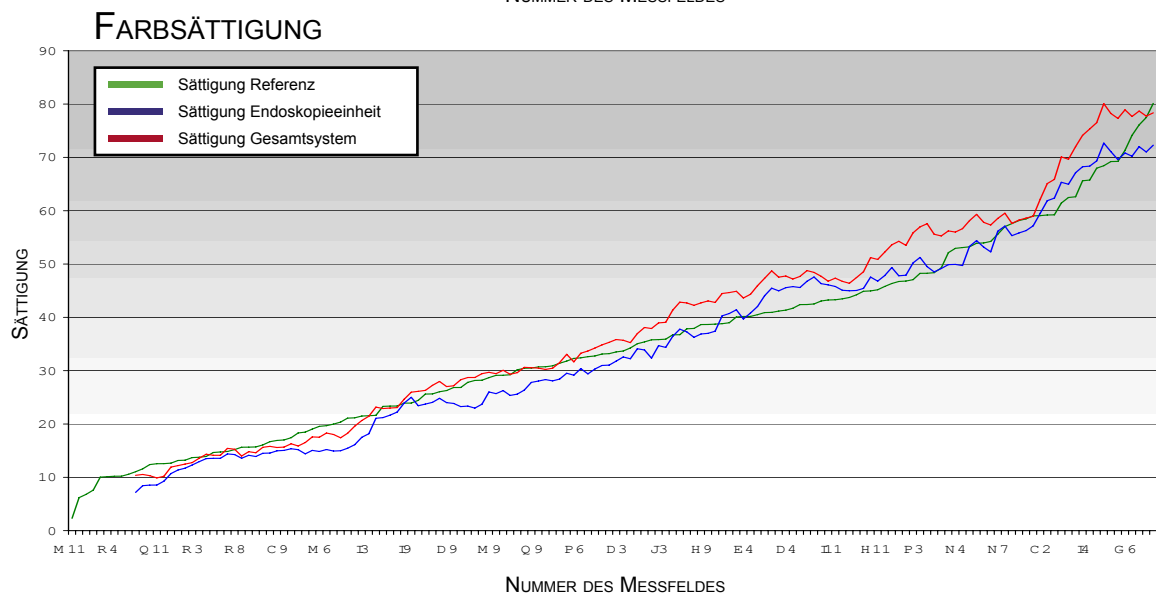
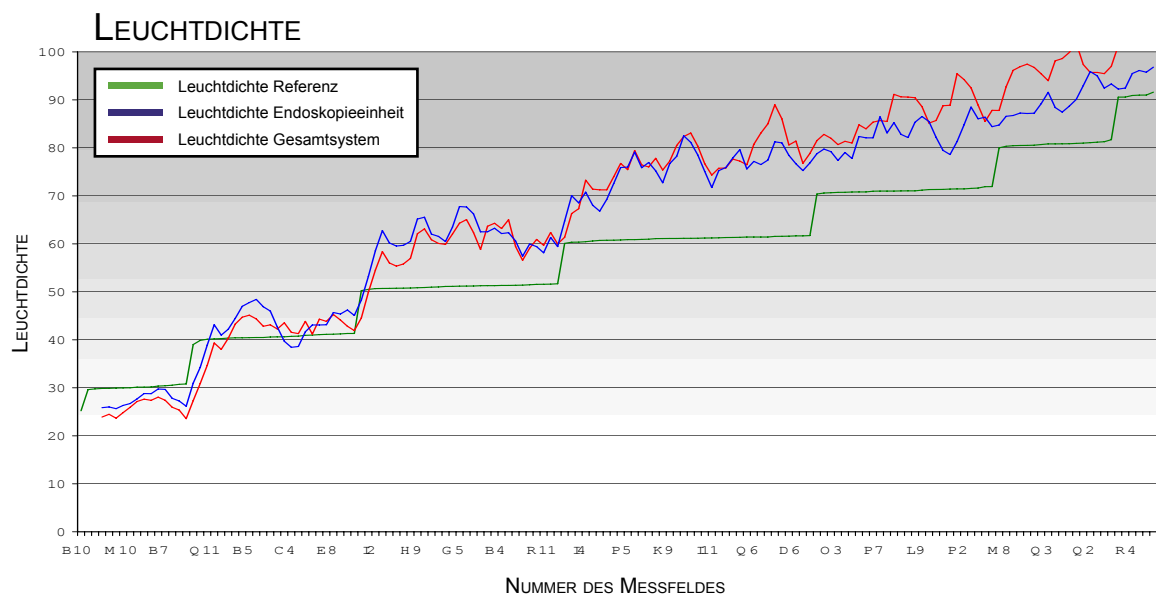
Richard Wolf 3CCD - Starr / 3CCD proximal



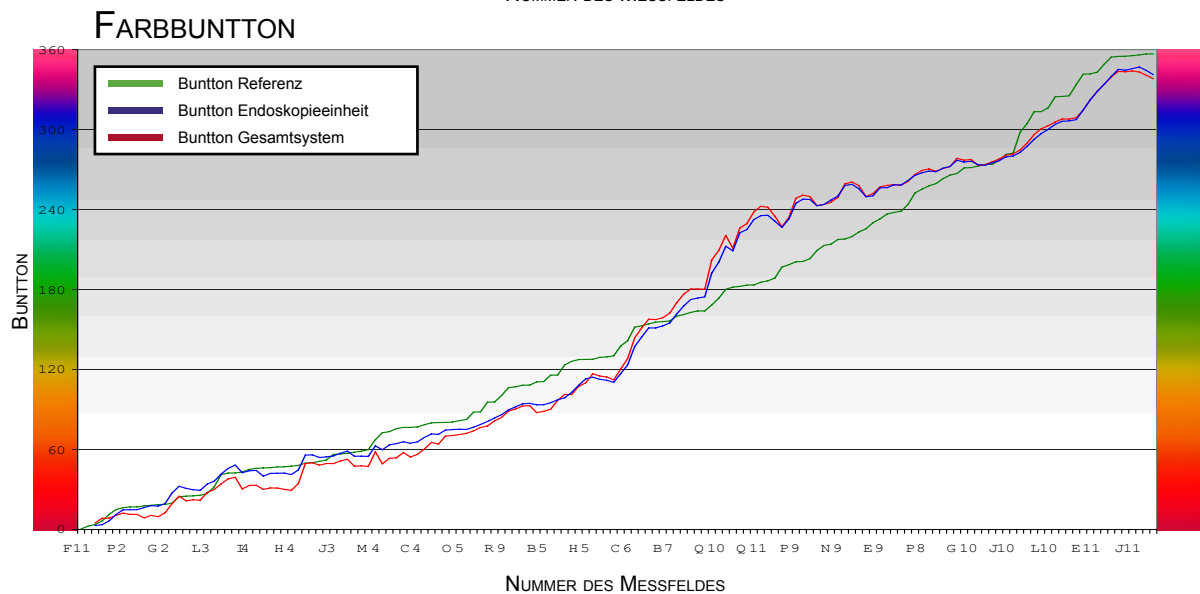
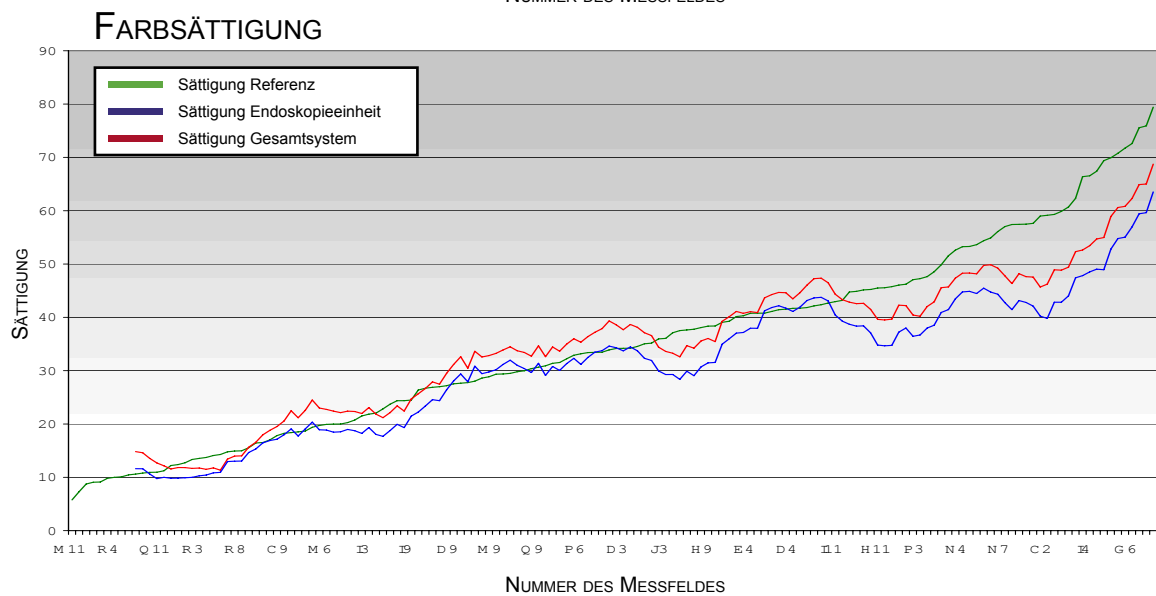
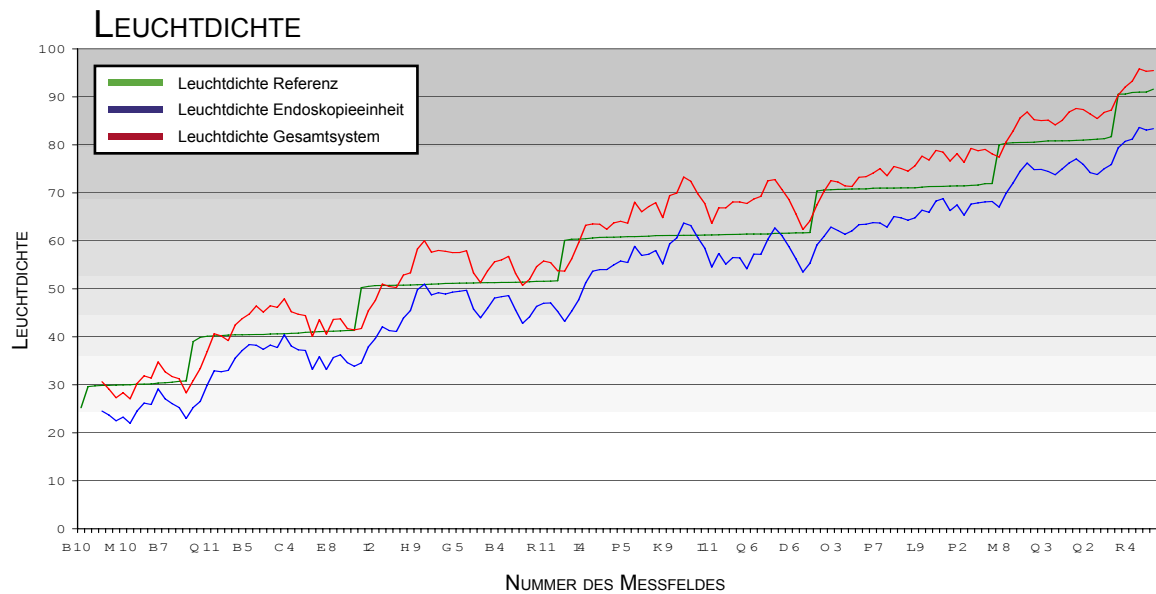
Richard Wolf OnTip - Starr / 1CCD distal



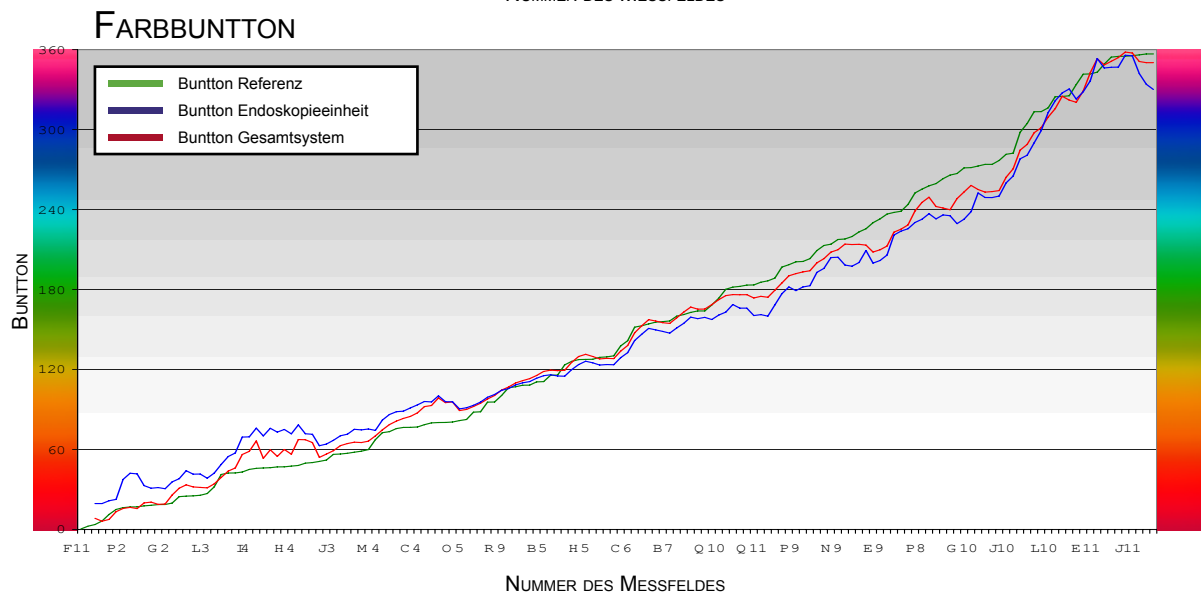
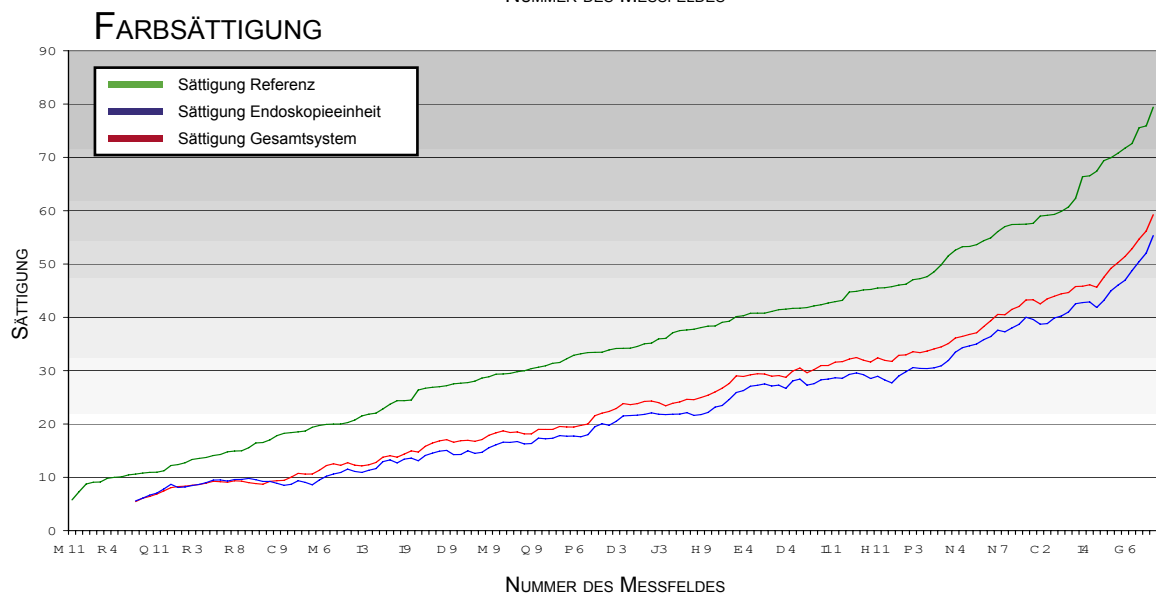
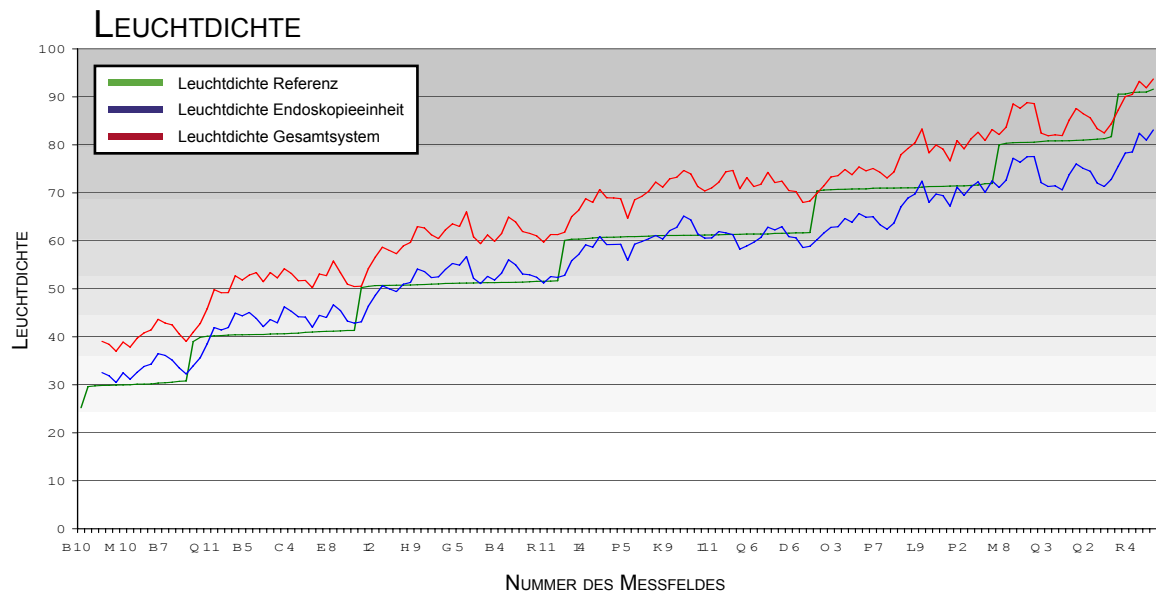
Richard Wolf 1CCD - Starr / 1CCD proximal



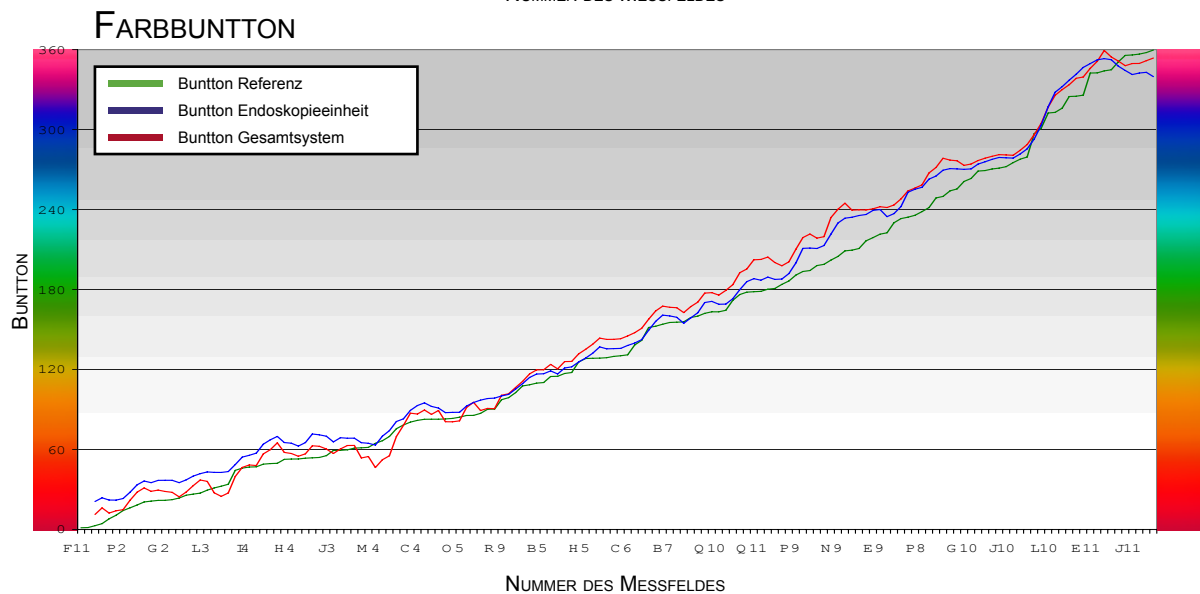
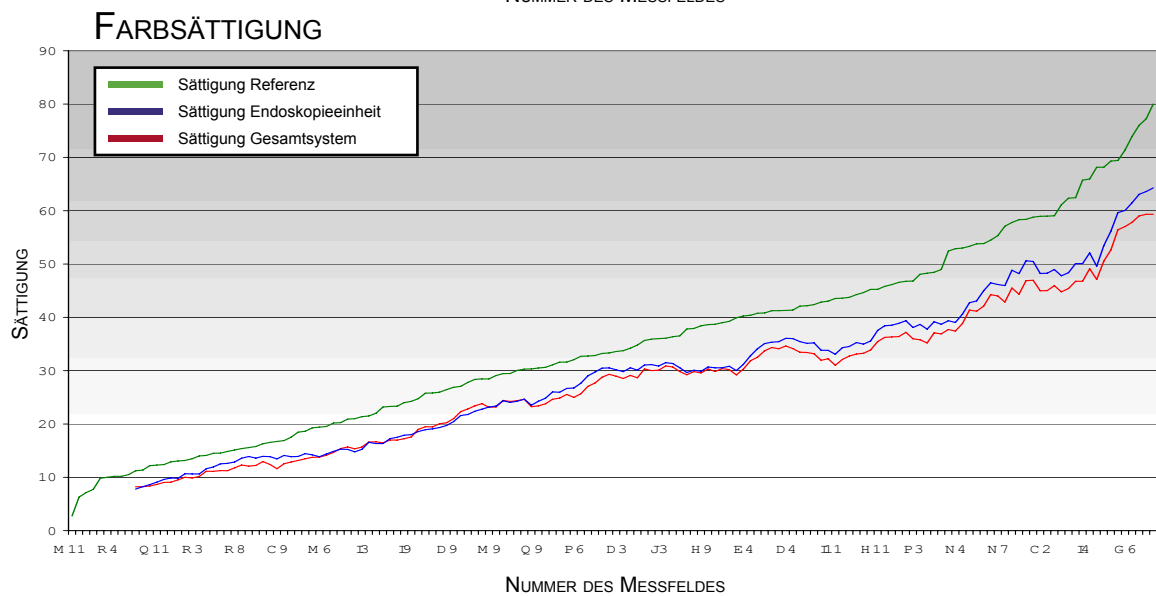
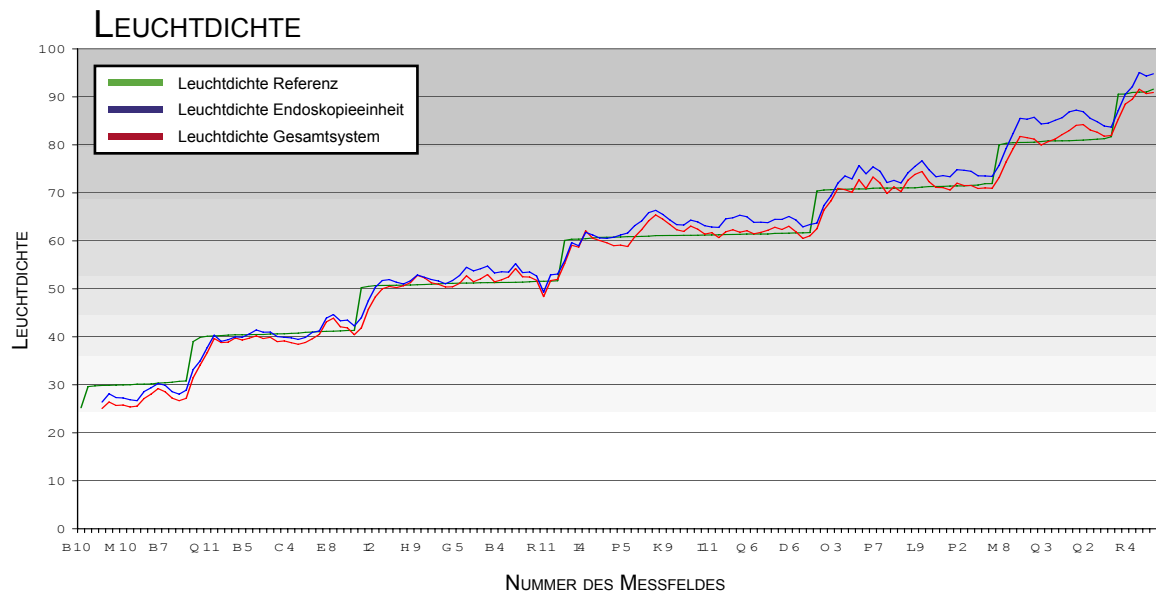
Storz - Starr / 1CCD proximal



Pentax - Flexible / 1CCD distal



Fujinon - Flexible / 1CCD distal

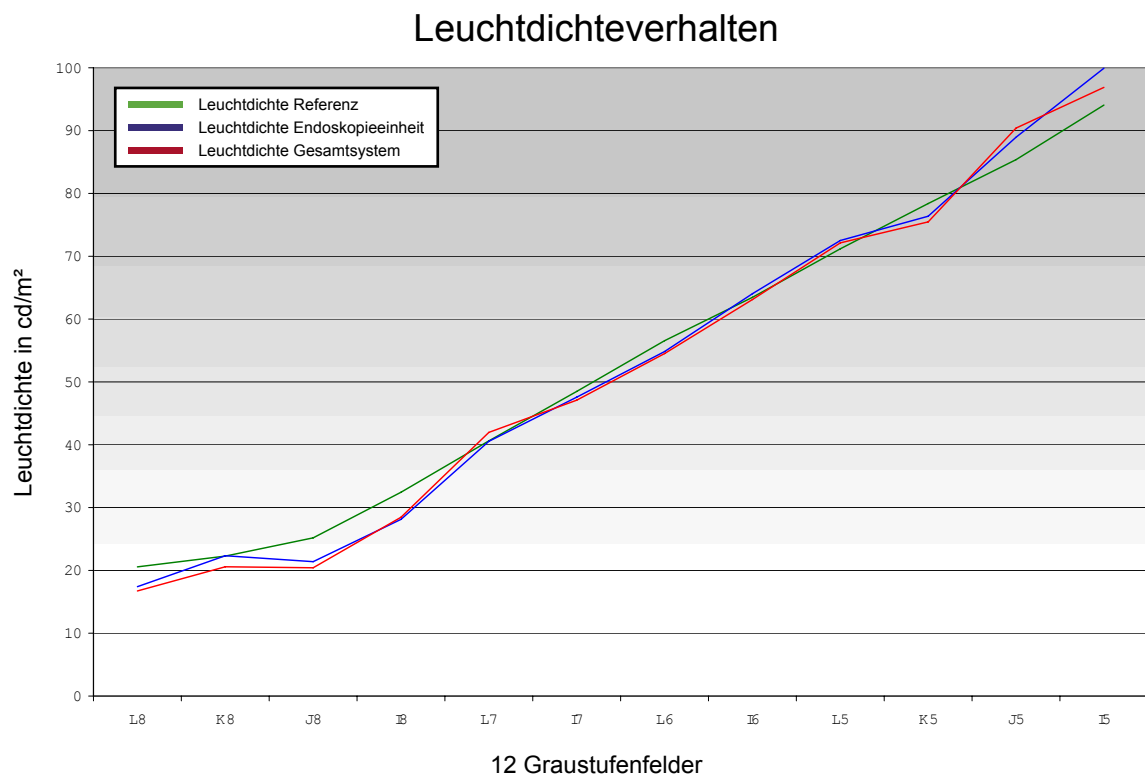


Leuchtdichteverhalten der Endoskopieeinheiten

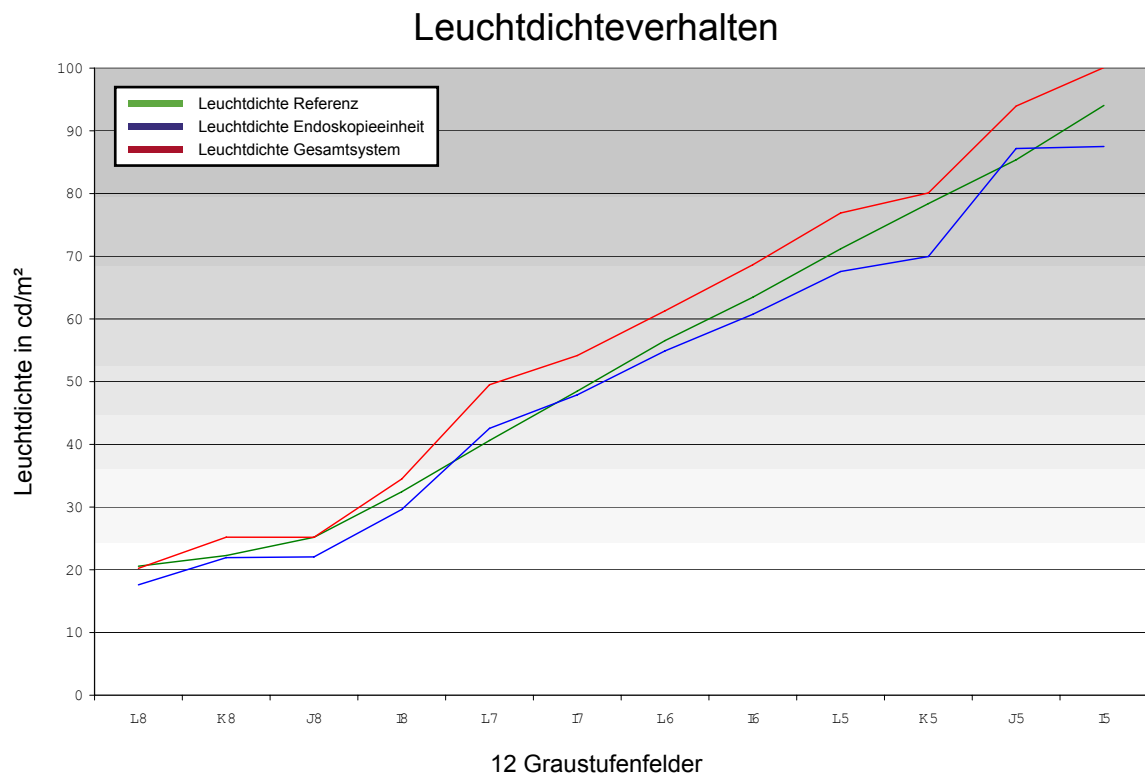
Acht Endoskopieeinheiten von sechs Herstellern in Verbindung mit
dem LC-Display „SONY LMD-2140MD“)

Graphische Darstellung des
Leuchtdichteverhaltens

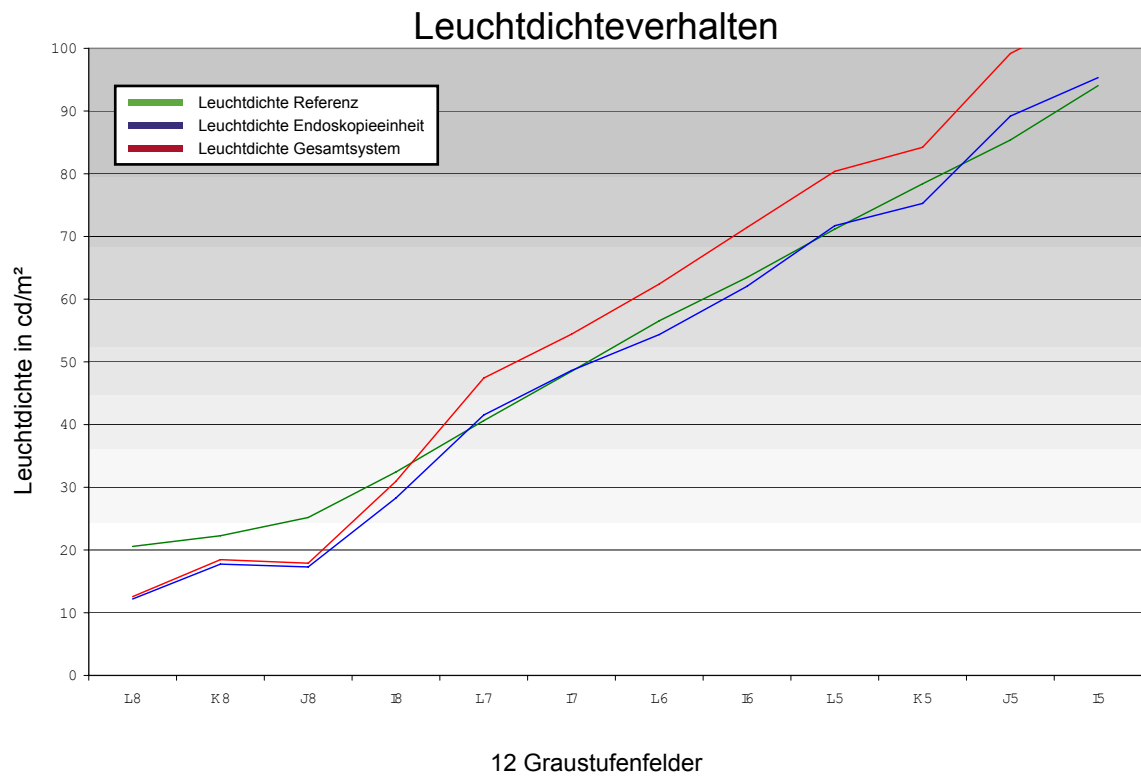
Aesculap - Starr / 3CCD proximal



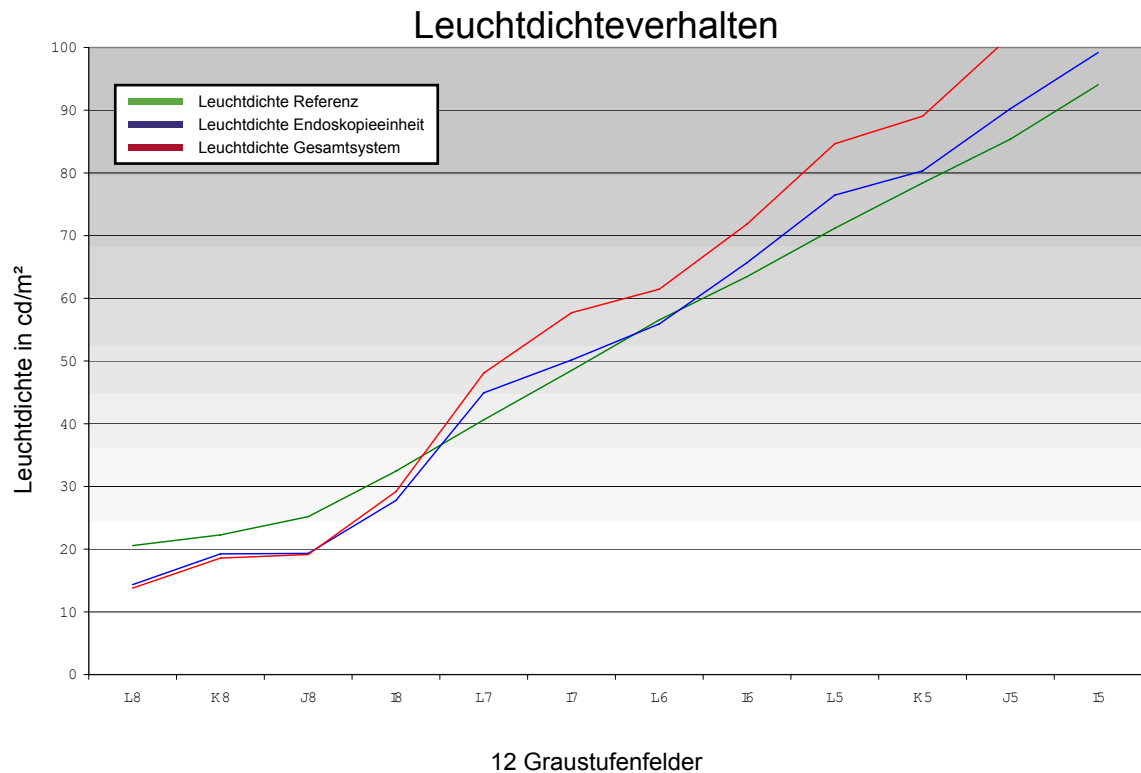
Smith&Nephew - Starr / 3CCD proximal



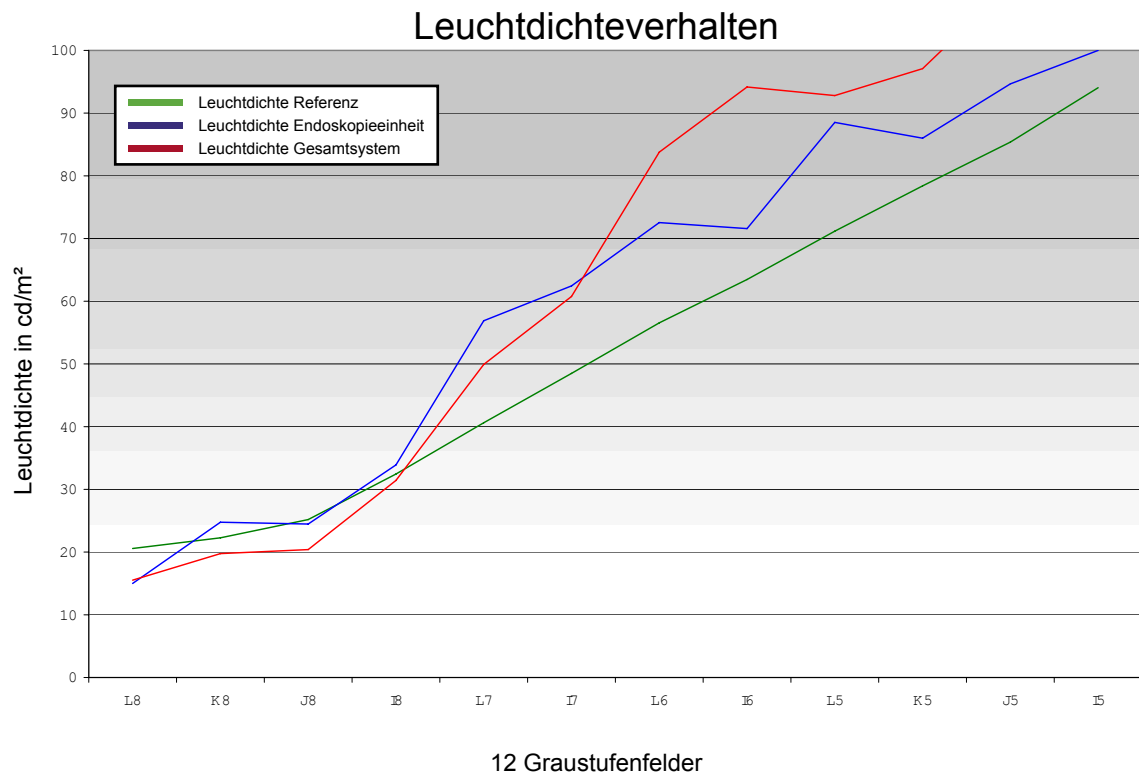
Richard Wolf 3CCD - Starr / 3CCD proximal



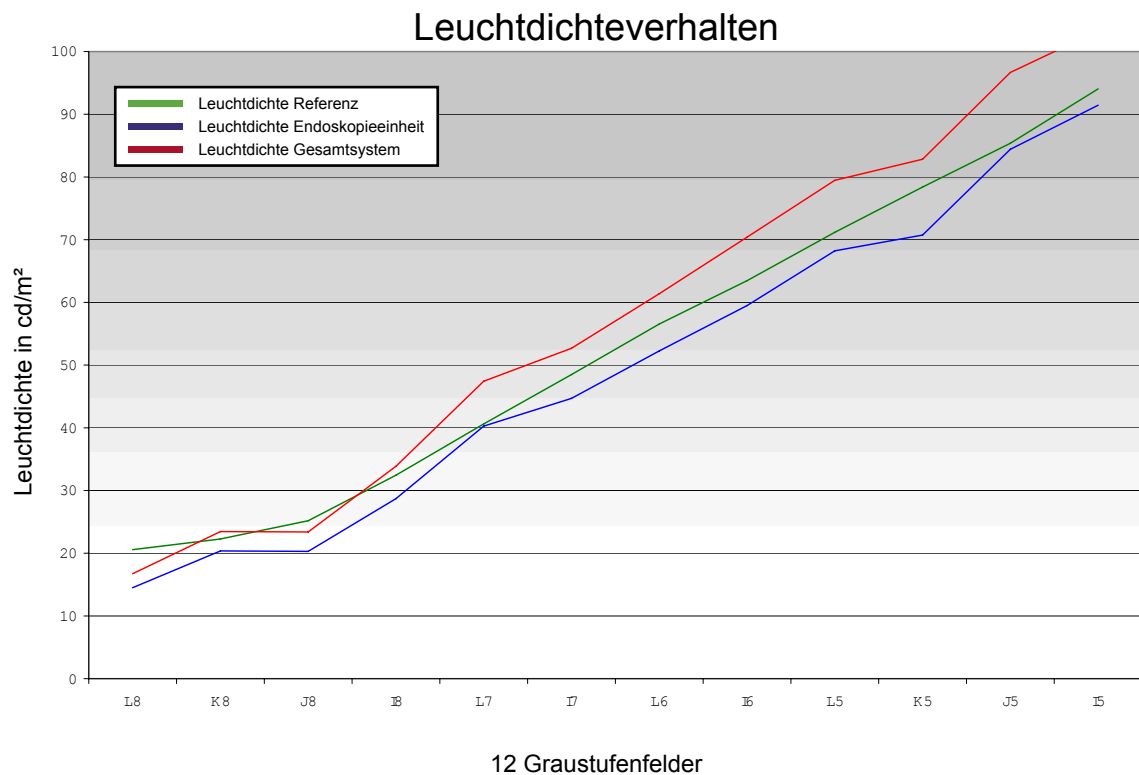
Richard Wolf OnTip - Starr / 1CCD distal



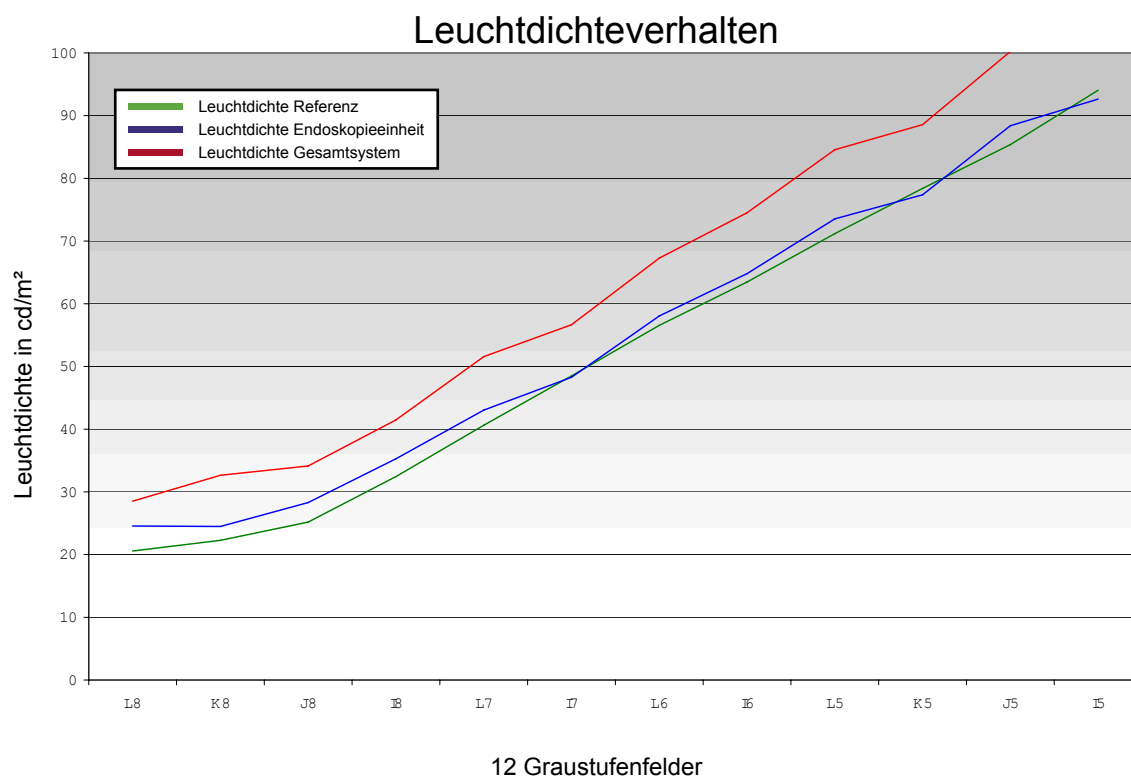
Richard Wolf 1CCD - Starr / 1CCD proximal



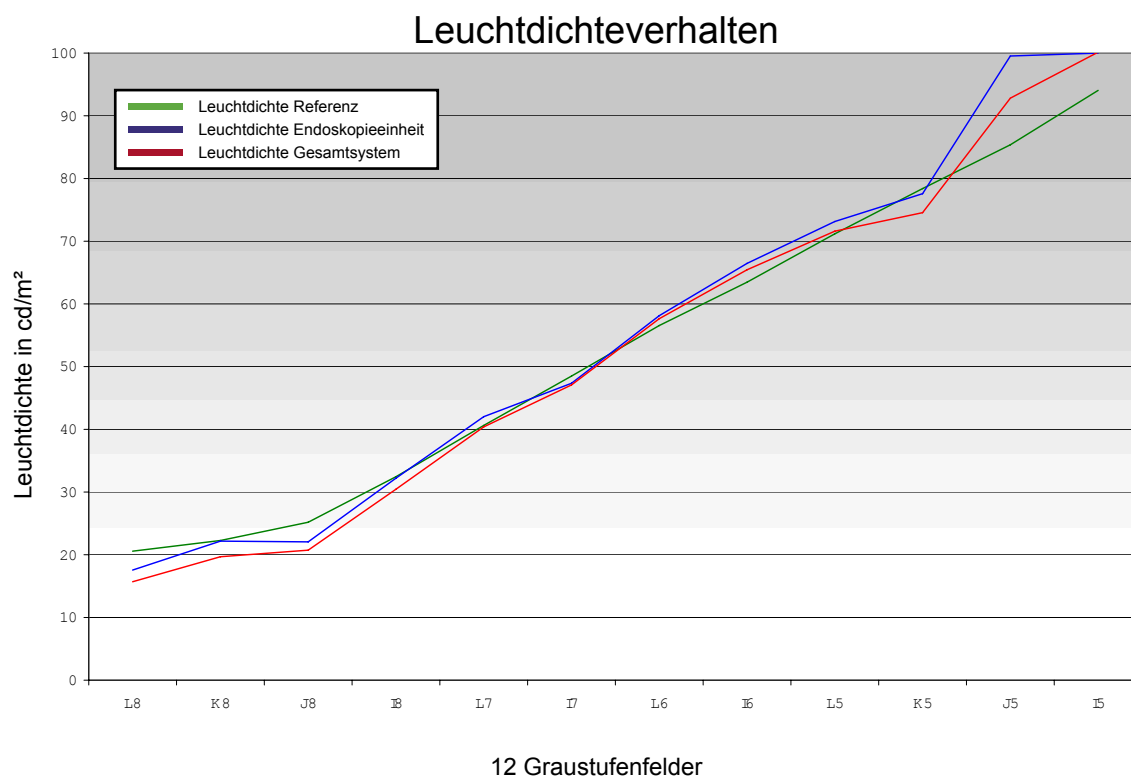
Storz - Starr / 1CCD proximal



Pentax - Flexible / 1CCD distal



Fujinon - Flexible / 1CCD distal



6.2 Farbtemperatur

Verlauf der Farbtemperatur nach Einschalten des Monitors

Gemessen mit dem Messgerät „Color Analyzer CA-210“ von Konica-Minolta.

Der Monitor war zuvor über acht Stunden ausser Betrieb.

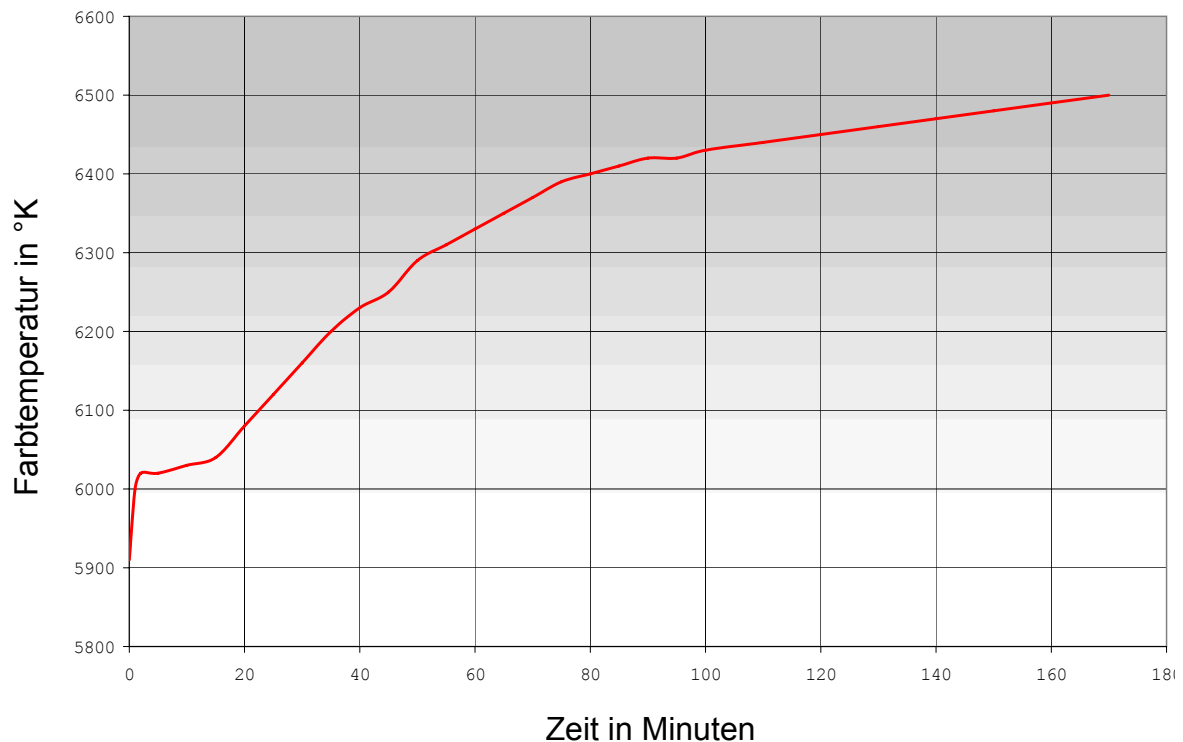
Die Farbtemperatur bezieht sich auf Weiß. Die Weißreferenz wurde über das Service Menu mit RGB-Gain auf das Display gelegt.

Die eingestellte Farbtemperatur im Menu betrug 6500° K.

Helligkeit und Kontrast waren auf Standardeinstellung (50 / 80).

Gamma Einstellung war GAMMA 3 (entspricht Gamma 2.2).

Farbtemperatur in Grad Kelvin pro Zeiteinheit (Minuten)



6.3 Abbildungsverzeichnis

1.1 Photographie eines starren Endoskops mit Kamerakopf	6
1.2 Photographie eines flexiblen Endoskops	7
1.3 Darstellung eines Lichtwellenleiters und dem Prinzip der Totalreflexion	8
1.4 Darstellung einer Kathodenstrahlröhre	9
1.5 Grafik der Polarisierung von Licht und der Alignmentlayer	10
2.1 Photographie des „Color Analyzers CA-210“	19
2.2 Photographie der Framegrabber Karte „Corona II“	19
2.3 Photographie des Videomessgerätes „Tektronix 1781R“	20
2.4 Photographie des Testcharts ColorChecker DC	21
2.5 Grafik der Normvalenzen und des Spektralfarbenzuges	24
2.6 Darstellung der Normspektralwertkurven gemäß DIN 5033-2	25
2.7 Formel zur Errechnung der Normfarbwerte	25
2.8 Grafik des CIE-Lab Farbraumes mit Formel	26
2.9 Grafik des LCH-Farbraumes mit Formel	28
2.10 Darstellung des LCH Farbraums und Zuordnung von Gradzahl	29
2.11 Darstellung zweier Farbräume verschiedener Endoskopieeinheiten	30
2.12 Grafik des Versuchsaufbaus respektive der Verarbeitungskette	33
2.13 Darstellung des Testcharts / relevante Graustufenfelder	34
2.14 Photographie des Versuchsaufbaus	35
2.15 Darstellung des Testcharts / relevante Farbfelder	36
2.16 Darstellung eines Frames / formatfüllend eingerichtetes Farbfeld	37
2.17 Photographie Endoskop auf das Testchart gerichtet	37
3.1 Diagramm des Leuchtdichteverhaltens	41
3.2 Darstellung von Farbräumen für Aesculap	61
3.3 Darstellung von Farbräumen für Smith&Nephew	62
3.4 Darstellung von Farbräumen für Wolf 3-CCD	63
3.5 Darstellung von Farbräumen für Wolf OnTip	64
3.6 Darstellung von Farbräumen für Wolf 1-CCD	64
3.7 Darstellung von Farbräumen für Storz	65
3.8 Darstellung von Farbräumen für Pentax	65
3.9 Darstellung von Farbräumen für Fujinon	66

6.4 Literaturverzeichnis

- [1] Billmeyer, F. W., Saltzman, M.: „Grundlagen der Farbtechnologie“, Muster-Schmidt, Göttingen, Zürich, 1993;
- [2] Richter, M.: „Einführung in die Farbmatrik“, 2. Auflage, W. de Gruyter, Berlin, 1981
- [3] Wyszecki, G., Stiles, W.S.: „Color Science“, 2nd Edition, Wiley, New York, 1982
- [4] Judd, D.B., Wyszecki, G.: „Color in Business, Science and Industry“, 3rd ed., Wiley, New York, 1975
- [5] Homann, J.P.: „Digitales Colormanagement“, 2. erweiterte Sonderauflage, Springer, Berlin, 2000
- [6] Hutten, H.: „Biomedizinische Technik-Medizinische Sondergebiete“, Springer, Berlin, 1991
- [7] Color Analyzer CA-210 - User Manual, Konica Minolta Europe GmbH
- [8] Profile Maker 5.0 German - User Manual, Gretag MacBeth AG
- [9] DIN Normung BWG
- [10] ICCView-Colormanagement - Diplomarbeit Tobia Huneke, FH-Köln
- [11] Useful Color Information
<http://www.bruceindbloom.com> (14.12.2005), Bruce Justin Lindbloom
- [12] Image Engineering
<http://www.image-engineering.de>, Dipl.-Ing. Dietmar Wüller
- [13] Farbmatrik für Pigmentverarbeiter
<http://www.farbmatrik-gall.de> (14.12.2005), Dr. Ludwig Gall
- [14] Colormanagement - Farbmanagement
<http://www.media-elf.de>, Ulrike Häßler Media Engineering
- [15] ICCView stellt den Farbraum eines ICC-Farbprofils als 3D-Modell dar.
<http://www.iccview.de> (14.12.2005), Tobias Huneke
- [16] Product Information Manual, LCD Technology - SONY Deutschland GmbH
- [17] Produktkatalog der Firma Karl Storz GmbH & Co.KG, 1/2005
- [18] Produktinformation Matrox Imaging „CORONA II“ - <http://www.matrox.com>
- [19] Sony Intranet - <http://43.57.545.3>
- [20] U. Schmidt: Professionelle Videotechnik, Springer Verlag (2003)

6.5 Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere hiermit, die vorliegende Arbeit in dem gemeldeten Zeitraum ohne fremde Hilfe verfasst und mich keiner anderen als den angegebenen Hilfsmittel und Quellen bedient zu haben.

Köln, den 31.01.2006

Unterschrift
(Manuel Nikolai Bitzhenner)

6.6 Sperrvermerk

Die Einsicht in die vorliegende Arbeit ist bis zum 31.01.2008 gesperrt.

6.7 Weitergabeerklärung

Ich erkläre hiermit mein Einverständnis, dass das vorliegende Exemplar meiner Diplomarbeit oder eine Kopie hiervon für wissenschaftliche Zwecke verwendet werden darf.

Köln, den 31.01.2006

Unterschrift
(Manuel Nikolai Bitzhenner)

